

**INNERVATIONSCHARAKTERISTIK
UND
TRAININGSADAPTABILITÄT
IM DEHNUNGS-VERKÜRZUNGS-ZYKLUS**

Vorgelegt von
Ioannis Sialis
aus Stuttgart

Von der Fakultät für Wirtschafts- und Sozialwissenschaften der Universität Stuttgart
zur Erlangung der Würde eines Doktors der Philosophie (Dr. phil.)
genehmigte Abhandlung

Hauptberichter: Prof. Dr. Albert Gollhofer
Mitberichter: Prof. Dr. Wilfried Alt

Tag der mündlichen Prüfung: 05. April 2004

INHALTSVERZEICHNIS

INHALTSVERZEICHNIS	2
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	5
TABELLENVERZEICHNIS	12
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	16
ZUSAMMENFASSUNG	22
ABSTRACT	24
DANKSAGUNG	26
1. EINLEITUNG UND ZIELSETZUNG DER ARBEIT	27
2. THEORETISCHE GRUNDLAGEN UND QUANTIFIZIERUNGSVERFAHREN IM DEHNUNGS-VERKÜRZUNGS-ZYKLUS (DVZ) ABLEITUNG DER ZENTRALEN FRAGESTELLUNGEN	29
2.1 Allgemeine Erkenntnisse über den Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)	29
2.2 Einflussfaktoren des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)	32
2.2.1. Die Eigenschaften des tendomuskulären Systems und ihr Beitrag zur Speicherung elastischer Energie.	32
2.2.2. Der Beitrag der neuronalen Faktoren auf die Leistung im Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus (DVZ).....	42
2.2.3. Zusammenfassung	46
2.3 Das Quantifizierungsverfahren im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)	46
2.4 Zentrale Fragestellungen	48
3. ALLGEMEINE METHODIK	50
3.1 Datenerhebung	50
3.1.1. Probandengruppe	50
3.1.2. Untersuchungsablauf.....	51
3.1.3. Untersuchung des isometrischen Maximal- und Schnellkraftverhaltens	52
3.1.4. Untersuchung des Sprungkraftverhaltens	53
3.1.5. Erfassung der Gelenkwinkel (Goniometrie).....	55
3.1.6. Erfassung der myoelektrischen Aktivität (Elektromyographie).....	55
3.1.7. Das eingesetzte Messsystem.....	57
3.2 Datenauswertung, Datenverarbeitung und Parametrisierung	58
3.2.1. Dynamographische Parameter am Beinkraftmessgerät.....	58
3.2.2. Dynamographische Parameter beim Standardsprungkrafttest	59
3.2.2.1. Berechnung der Flughöhe, der Bodenkontaktzeit und des Leistungsindex	62
3.2.2.2. Ermittlung der realen Fallhöhe.....	63
3.2.3. Kinematographische Parameter	64
3.2.4. Mechanische Parameter	65
3.2.5. Elektromyographische Parameter	68
3.3 Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung	74
3.4 Statistisches Auswertverfahren	82
4. INNERVATIONSMUSTER UND INNERVATIONSCHARAKTERISTIK BEIM DVZ	83
4.1 Aspekte der muskulären Aktivität beim DVZ am Beispiel des Drop Jumps	84
4.1.1. Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump	86

4.1.2.	Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump.....	89
4.1.3.	Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump	91
4.2	Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen.....	96
4.2.1.	Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump	96
4.2.2.	Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump.....	97
4.2.3.	Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump. Korrelative Zusammenhänge der neurophysiologischen Parameter.....	97
4.3	Darstellung der Ergebnisse.....	98
4.3.1.	Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung und den beteiligten Muskeln.....	99
4.3.2.	Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung und den beteiligten Muskeln.....	102
4.3.3.	Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump. Korrelative Zusammenhänge der neurophysiologischen Parameter.....	104
4.4	Diskussion der vorliegenden Ergebnisse	107
4.4.1.	Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität.....	107
4.4.2.	Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität	108
4.4.3.	Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität.....	109
4.5	Zusammenfassung.....	111
5.	NEURONALE UND MECHANISCHE EINFLUSSFAKTOREN DER REAKTIVEN LEISTUNGSFÄHIGKEIT. MULTIPLE KORRELATIVE ZUSAMMENHÄNGE.....	112
5.1	Zum Einfluss der neurophysiologischen und mechanischen Parameter auf die reaktive Leistungsfähigkeit - Literaturübersicht.....	112
5.2	Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen.....	116
5.3	Darstellung der Ergebnisse.....	117
5.4	Diskussion der vorliegenden Ergebnisse	123
5.5	Zusammenfassung.....	128
6.	BILATERALE UND UNILATERALE AKTIVIERUNGSSCHARAKTERISTIK IM DVZ ..	129
6.1	Einleitung	129
6.2	Das bilaterale Defizit in der sportwissenschaftlichen Forschung	130
6.2.1.	Forschungsstand	130
6.2.2.	Ursachen des bilateralen Defizits - Erklärungsversuche.....	133
6.3	Merkmale der unilateralen und bilateralen Kontraktionen im DVZ- Forschungsstand.....	136
6.4	Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen.....	140
6.5	Darstellung der Ergebnisse.....	141
6.5.1.	Das bilaterale Defizit der isometrischen Maximalkraft.....	141
6.5.1.1.	Qualitative Analyse	142
6.5.1.2.	Quantitative Analyse.....	143
6.5.2.	Einbeinige und beidbeinige Kontraktionsformen im DVZ.....	147
6.5.2.1.	Qualitative Analyse zwischen dem einbeinigen und beidbeinigen Drop Jump (DJ)	147
6.5.2.2.	Quantitative Analyse zwischen dem einbeinigen und beidbeinigen DJ	149
6.5.2.2.1.	Der Bewegungsablauf des ein- und beidbeinigen DJ	150
6.5.2.2.2.	Die mechanischen Parameter der einbeinigen und beidbeinigen Drop Jumps	150
6.5.2.2.3.	Die Innervationscharakteristik der einbeinigen und beidbeinigen Drop Jumps	153
6.5.2.2.4.	Der reaktive Leistungsindex (L_{index}).....	158

6.6 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse	159
6.6.1. Das bilaterale Defizit der isometrischen Maximalkraft.....	159
6.6.2. Der Vergleich zwischen den ein- und beidbeinigen DJs	161
6.7 Zusammenfassung.....	168
7. TRAININGSBEDINGTE ADAPTATIONEN IM DEHNUNGS-VERKÜRZUNGS-ZYKLUS (DVZ)	169
7.1 Trainierbarkeit und Ermüdungserscheinungen im DVZ.....	169
7.1.1. Trainingsspezifische Anpassungen im DVZ – Literaturübersicht.....	169
7.1.2. Ermüdungserscheinungen im DVZ - Literaturübersicht.....	179
7.2 Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen.....	183
7.3 Methodischer Ablauf.....	186
7.3.1. Die Probanden und die Trainingsgruppen.....	186
7.3.2. Trainingsplan und Trainingsablauf	188
7.4 Darstellung der Ergebnisse.....	189
7.4.1. Qualitative Pre-Post-Analyse der Trainingsauswirkungen auf die Technik, die mechanischen und neuromuskulären Parameter.....	189
7.4.2. Quantitative Pre-Post-Analyse der Trainingsauswirkungen auf die Technik, die mechanischen und neuromuskulären Parameter.....	191
7.4.2.1. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die isometrische Maximalkraft und Sprungkraft	192
7.4.2.2. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die Technik beim Drop Jump (DJ)	197
7.4.2.3. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die physiologischen und mechanischen Parameter	201
7.4.2.4. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf den reaktiven Leistungsindex.....	208
7.4.2.5. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die Innervationscharakteristik beim Drop Jump	208
7.5 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse	226
7.6 Zusammenfassung.....	247
8. ABSCHLIESSENDE BETRACHTUNG DER UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE ANHAND DER ZENTRALEN FRAGESTELLUNGEN	250
9. KONSEQUENZEN UND FOLGERUNGEN FÜR DIE TRAININGSPRAXIS.....	255
10. LITERATURVERZEICHNIS	261
11. ANHANG.....	281
Ergänzende Ergebnistabellen und Abbildungen.....	281
LEBENS LAUF	301
ERKLÄRUNG	302

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

- Abb. 2-1: Darstellung der Kontraktionsform des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. (Aus: KOMI 2000).. 29
- Abb. 2-2: Demonstration einer rein konzentrischen Kontraktion (rechts) sowie eines schnell (Mitte) und langsam (links) verlaufenden DVZ. Es ist zu beachten, dass die Kraftpotenzierung (jeweils mit + gekennzeichnet) am deutlichsten bei dem schnell verlaufenden DVZ ist. (Aus: KOMI 1985)..... 30
- Abb. 2-3: Längen –Spannungskurve einer Sehne. (Aus: HUIJING 1994b)..... 33
- Abb. 2-4: Kraft– und Längenänderungskurven einer isolierten Froschmuskelfaser während einer tetanischen Kontraktion 34
- Abb. 2-5: Schematische Darstellung von zwei Querbrücken in Bezug auf das Querbrückenmodell von HUXLEY und SIMONS (1971). x_{iso} und x_{ecc} stellen schematisch die Entfernung der Bindungsstelle des dicken (Myosin) und dünnen (Aktin) Filaments unter jeweils isometrischen und exzentrischen Bedingungen dar. (Aus: HERZOG 1997)..... 34
- Abb. 2-6: Bereich der maximalen Muskelspannung in Abhängigkeit von der Sarkomerlänge zu Beginn der Kontraktion. (Aus: MARKWORTH 1997)..... 35
- Abb. 2-7: Oben: Der Aufbau eines Muskels. Unten: Die schematische Darstellung der Struktur eines Sarkomers. (Aus: KLEE 2003)..... 37
- Abb. 2-8: Darstellung einer mikroskopischen Aufnahme eines Sarkomers von Z-Scheibe zu Z-Scheibe. Dazu sind noch Teile von zwei angrenzenden Sarkomeren im Längsschnitt abgebildet. Das Sarkomer befindet sich im Zustand der Ruhelänge (2,2 μm). Das A-Band im oberen Bereich der Abbildung ist zur besseren Darstellung der schematisch eingezeichneten Strukturen blass gehalten. Das Titin im A-Band ist mit dem Myosin verbunden (senkrechte helle Striche). Dieser Bereich des Titins zeigt keine elastischen Eigenschaften. Das Titin im I-Band Bereich und besonders der PEVK-Abschnitt ist hingegen sehr elastisch. Z: Z-Scheibe, M: M-Scheibe. (Aus: KLEE 2003)..... 38
- Abb. 2-9: Bodenreaktionskräfte, die bei Sprüngen mit (RJ) und ohne (NRJ) Ausholbewegung entnommen wurden. Die Abbildung zeigt den Beginn der konzentrischen Arbeitsweise. Bei RJ ist zu Beginn der konzentrischen Phase ein sehr hohes Kraftniveau vorhanden. Dagegen steigt bei NRJ die Kraft langsam an und benötigt mehr Zeit bis zu ihrem Maximum. (Aus: BOSCO et al. 1987 in BOSCO 1997)..... 41
- Abb. 2-10: Die Darstellung der Werte der mechanischen Effizienz aus unterschiedlichen Studien. Die mechanische Effizienz wird als die positive Arbeit im Zusammenhang mit der benötigten Zeit angegeben..... 42
- Abb. 2-11: Darstellung eines gleichgerichteten und gemittelten Elektromyogramms der Handgelenkextensoren bei einer unerwarteten Dehnung. Die mit M1, M2 und M3 bezeichneten Aktivitätsspitzen stellen drei Reflexkomponenten mit Latenzzeiten von jeweils 32, 59 und 85 ms dar. Die Latenzzeiten wurden zwischen dem Einsetzen des Drehmoments und dem ersten Auftreten des jeweiligen steilen Aktivitätsanstiegs berechnet. Der Bereich „VOL“ soll nach Ansicht der Autoren willkürliche Aktivitätsanteile enthalten. (Aus: LEE / TATTON 1978)..... 44
- Abb. 2-12: Die Abbildung stellt die Achillessehnenkräfte (ATF) und das EMG von Mm. soleus, gastrocnemius caput lateralis und medialis bei zwei unterschiedlichen Rotationsgeschwindigkeiten eines Fußpedals (0,4 und 1,2 rad/s) dar. Bei der schnellen Dehnung (1,2 rad/s) zeigt der Pfeil den Beginn des Anstiegs der ATF. Weitere Erläuterungen werden im Text angegeben. (Aus: KOMI 2000)..... 45
- Abb. 3-1: Schematische Darstellung der Sprungformen des Standardsprungkrafttests (in Anlehnung an FRICK 1993)..... 54

Abb. 3-2: Schematische Darstellung des Messinstrumentariums. Das Schema zeigt die verschalteten Geräte zur Datenerfassung und Datenspeicherung.....	58
Abb. 3-3: Schematische Darstellung zur Kenngrößenfestlegung der Kraft-Zeit-Kurven bei isometrischen Kontraktionen. Der Kraftstoß wurde durch Integration der Kraft-Zeit-Kurve von t_1 nach t_2 berechnet. Die Maximalkraft bzw. der maximale Kraftanstieg wurden anhand der ersten Ableitung der Kraft-Zeit-Kurve bestimmt. (Nach FRICK 1993 modifiziert).....	59
Abb. 3-4: Schematische Darstellung der ermittelten Kraftkennwerte beim SJ (A) und CMJ (B). In Anlehnung an BALLREICH (1996).....	61
Abb. 3-5: Schematische Darstellung der ermittelten Kraftkennwerte, die Bestimmung der Kontakt- und Flugzeiten sowie die Ermittlung der Fallzeiten beim DJ.....	62
Abb. 3-6: Schematische Darstellung der Bestimmung der Flugzeiten beim SJ und CMJ.....	63
Abb. 3-7: Schematische Darstellung der Berechnung der korrigierten Fallhöhen bei Überhöhungen anhand der Flugzeiten beim DJ. (Aus: BUBECK 2002, in Anlehnung an BÄURLE / BUBECK 1999).....	64
Abb. 3-8: Schematische Darstellung der Kenngrößenfestlegung der Winkel-Zeit-Kurven des Sprung- und Kniegelenkes bei DJs.....	65
Abb. 3-9: Darstellung der EMG-Aktivität, Kraft- und Winkel-Zeit-Kurven sowie das Kontaktmattesignal beim DJ.....	68
Abb. 3-10: Schematische Darstellung der Parametrisierung des Innervationsverhaltens der erfassten Muskeln bei der isometrischen Maximalkraftmessung.....	70
Abb. 3-11: Schematische Darstellung der Parametrisierung des Innervationsverhaltens der erfassten Muskeln beim SJ und CMJ.....	71
Abb. 3-12: Schematische Darstellung der Parametrisierung des Innervationsverhaltens der erfassten Muskeln beim DJ. Links: aufsummiertes EMG (5 Zyklen), rechts: EMG-Verlauf nach 15 Hz Tiefpassfilterung.....	73
Abb. 4-1: Das EMG-Muster des Countermovement Jumps (CMJ) ist durch blaue, das des Drop Jumps (DJ) durch braune Farbe dargestellt. Die horizontalen gestrichelten Linien an den Kraftkurven bedeuten die Körpergewichtlinie. Die vertikale Linie beim DJ stellt den Anfang des Bodenkontaktes dar.....	84
Abb. 4-2: Rekrutierungsbeginn und Aktivitätsdauer wichtiger Beinextensoren und Flexoren während der Ausführung eines DJ.....	89
Abb. 4-3: Darstellung der vier funktionellen Phasen in EMG-Muster: Die Vorinnervationsphase (VOR), die Latenzphase (LAT), die reflexinduzierte Phase (RIA) und die Phase der willkürlichen Aktivität (SEA). Weitere Erläuterungen erfolgen im Text.....	93
Abb. 4-4: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau der korrigierten realen Fallhöhen (n = 41, ***: $p \leq 0,001$).....	99
Abb. 4-5: Mittelwerte und Standardabweichungen der Rekrutierungszeitpunkte der beteiligten Muskeln in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung.....	100
Abb. 4-6: Mittelwerte und Standardabweichungen des Zeitpunktes der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase in msec (n = 41).....	101
Abb. 4-7: Mittelwerte und Standardabweichungen des Zeitpunktes der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase in msec (n = 41).....	102
Abb. 4-8: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Gesamtaktivität in mV/msec (n = 41).....	103

Abb. 4-9: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase (n = 41)	103
Abb. 4-10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase (n = 41)	104
Abb. 4-11: Prozentuale Aktivitätsanteile der funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität (EMG-Amplitude der Vorinnervation und der Aktivität während der Bodenkontaktphase). Die Balken zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen bei den fünf Belastungsstufen (n = 41).....	105
Abb. 5-1: Korrelationskoeffizienten zwischen dem Leistungsindex und den vier funktionellen Phasen aller beteiligten Muskeln (n = 201).....	118
Abb. 5-2: Korrelationskoeffizienten zwischen dem L_{index} und den vier funktionellen Phasen für die zuständigen Muskeln der Extension (n = 41, n = 37 für 60 cm).....	119
Abb. 5-3: Multiple Korrelationskoeffizienten zwischen dem Leistungsindex und den vier funktionellen Phasen. In der Abbildung sind die vier zuständigen Muskeln für die Extension dargestellt (n = 201).....	120
Abb. 5-4: Multiple Korrelationskoeffizienten zwischen ausgewählten mechanischen Parametern und den vier funktionellen Phasen. In der Abbildung sind die vier zuständigen Muskeln für die Extension dargestellt (n = 201).....	123
Abb. 5-5: Korrelationskoeffizienten (r) und Bestimmtheitsmaß (R^2) zwischen ausgewählten mechanischen Parametern (Bodenkontaktzeiten, Winkelamplituden und mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase) und der VOR-Phase für die Fallhöhe aus 20 cm (n = 41).....	124
Abb. 6-1: Exemplarische Darstellung der Kraft-Zeit-Verläufe und der elektromyographischen Parameter bei der Erfassung der isometrischen Maximalkraft bei unilateraler und bilateraler Arbeitsweise.....	142
Abb. 6-2: Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft sowie in Bezug auf das Körpergewicht relativierten isometrischen Maximalkraft. Die Teile a und c der Abbildung stellen die Unterschiede zwischen der beidbeinigen und einbeinigen Kontraktion dar. Die Teile b und d der Abbildung zeigen die geschlechtsspezifischen Unterschiede.....	143
Abb. 6-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftkennwerte (isometrische Maximalkraft, relative Kraft, Explosivkraft und relative Explosivkraft) im Vergleich zwischen den beidbeinigen Kontraktionen (grüne Balken) und der Summe der einbeinigen Kontraktionen (rote Balken). Die Teile e und f der Abb. stellen das bilaterale Defizit der oben genannten Kraftkennwerte jeweils anhand der Formeln (1) und (2) dar.	144
Abb. 6-4: Mittelwert und Standardabweichung der gesamten relativen EMG-Aktivität der untersuchten Muskeln. Die relative Gesamtaktivität wurde durch die Division des EMG-Integrals durch die benötigte Zeit (vom Beginn der Kraftkurve bis zum Erreichen des Kraftmaximums) berechnet.....	145
Abb. 6-5: Mittelwert, Standardabweichung und Signifikanzniveau der isometrischen Kraftmaxima für die Zeitfenster von 100 ms bis 600 ms bei beidbeiniger (grüne Balken) und einbeiniger Aktivierung (rote Balken)	146
Abb. 6-6: Exemplarische Darstellung der mechanischen und neuromuskulären Unterschiede zwischen dem ein- und beidbeinigen DJ eines sprungtrainierten Athleten.....	148
Abb. 6-7: Exemplarische Darstellung des Innervationsmusters zwischen dem ein- und beidbeinigen DJ eines sprungtrainierten Athleten	149
Abb. 6-8: Die Bewegungstechnik zwischen dem einbeinigen und beidbeinigen Drop Jump. Die roten Balken stellen die einbeinigen, die grünen die beidbeinigen Sprünge dar.....	150

Abb. 6-9: Mittlere Winkelgeschwindigkeit des Knie- und Sprunggelenkes für die Flexions- und Extensionsphase (Mittelwert und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe.....	151
Abb. 6-10: Mittelwerte und Standardabweichungen der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Landung ($E_{Landung}$) und zum Zeitpunkt der Abdruckphase ($E_{Abdruck}$) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe. Der zweite Teil der Abb. stellt die Brems- und Beschleunigungsleistung dar.	152
Abb. 6-11: Absolute und relative Bodenreaktionskräfte (Mittelwerte und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe.	152
Abb. 6-12: Sprunghöhe und mechanische Leistung (Mittelwert und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe	153
Abb. 6-13: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Gesamtaktivität für beidbeinige (grüne Balken) und einbeinige (rote Balken) Tiefsprünge.....	153
Abb. 6-14: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitätsmaxima während (a) der Bodenkontaktphase und (b) während der Vorinnervation für die beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge.....	154
Abb. 6-15: Mittelwert und Standardabweichung der mittleren EMG-Amplituden der Vorinnervation für die beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge	155
Abb. 6-16: Mittelwert und Standardabweichung der Rekrutierungszeitpunkte (Beginn der Vorinnervation) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge ..	156
Abb. 6-17: Mittelwert und Standardabweichung der Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase für die beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge	156
Abb. 6-18: Mittelwert und Standardabweichung der prozentualen Anteile der funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität für beidbeinige (grüne Balken) und einbeinige (rote Balken) Tiefsprünge.	157
Abb. 6-19: Der reaktive Leistungsindex (Mittelwert und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe	158
Abb. 6-20: Prozentuale Unterschiede der ein- und beidbeinigen DJs in Bezug auf die kinetische Energie sowie die Brems- und Beschleunigungsleistung.....	163
Abb. 6-21: Prozentuale Unterschiede der ein- und beidbeinigen DJs in Bezug auf die mechanische Leistung. Der beidbeinige Wert wird als 100% angegeben.....	164
Abb. 7-1: Exemplarische Darstellung der mechanischen und neuromuskulären Veränderungen durch den Trainingsprozess eines Athleten der Gruppe „ <i>extensiv</i> “	190
Abb. 7-2: Exemplarische Darstellung der mechanischen und neuromuskulären Veränderungen durch den Trainingsprozess eines Athleten der Gruppe „ <i>intensiv</i> “	191
Abb. 7-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten und relativen isometrischen Maximalkraft für beide Gruppen vor (blaue Balken) und nach (rote Balken) der Trainingsphase (linker Teil der Abb.). Im rechten Teil der Abb. sind die prozentualen Unterschiede beider Gruppen nach der Trainingsphase dargestellt. Untersucht wurden jeweils die beidbeinigen (BB) und einbeinigen (EB) Kraftwerte. Der untere Teil der Abb. stellt das bilaterale Defizit (BD) der Maximal- und Explosivkraft dar. Das BD liegt für die Maximalkraft im negativen Bereich. Die Explosivkraft zeigt hingegen positive Werte.	194

Abb. 7-4: Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten und relativen isometrischen Explosivkraft für beide Gruppen vor (blaue Balken) und nach (rote Balken) der Trainingsphase (linker Teil der Abb.). Im rechten Teil der Abb. sind die prozentualen Unterschiede beider Gruppen nach der Trainingsphase dargestellt. Untersucht wurden jeweils die beidbeinigen (BB) und einbeinigen (EB) Kraftwerte.....	195
Abb. 7-5: Kraftmaxima (Mittelwerte) der ersten 600 ms geteilt in 100 ms Zeitfenster für beide Trainingsgruppen vor (blaue Linie) und nach (rote Linie) der 4-wöchigen Trainingsphase.	195
Abb. 7-6: Mittelwerte und Standardabweichungen der Sprunghöhe beim CMJ und SJ für beide Gruppen vor (blaue Balken) und nach (rote Balken) der Trainingsphase (linker Teil der Abb.). Der rechte Teil der Abb. zeigt die prozentualen Unterschiede beider Gruppen nach der Trainingsphase.	196
Abb. 7-7: Mittelwert, Standardabweichung und prozentuale Unterschiede der korrigierten Fallhöhen beider Gruppen vor und nach dem Training.....	197
Abb. 7-8: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der Winkelamplituden des Sprunggelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training.....	198
Abb. 7-9: Mittelwert, Standardabweichung und prozentuale Unterschiede der Winkelamplituden des Kniegelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training.....	198
Abb. 7-10: Mittelwert, Standardabweichung und prozentuale Unterschiede der Bodenkontaktzeiten beider Gruppen vor und nach dem Training.....	199
Abb. 7-11: Kraft- Zeit-Verläufe beim DJ. Oben – Kraftspitze Typ A, unten – Kraftspitze Typ B.	200
Abb. 7- 12: Prozentualer Anteil der Sprünge mit einer hohen initialen Kraftspitze	201
Abb. 7-13: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der Sprunghöhen und Absprunggeschwindigkeit beider Gruppen vor und nach der Trainingsphase.....	202
Abb. 7-14: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Kniegelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training.....	203
Abb. 7-15: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Sprunggelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training.....	204
Abb. 7-16: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der maximalen Bodenreaktionskraft (Fz) (a, b), der am Körpergewicht relativierten maximalen Bodenreaktionskraft (c, d) und der mittleren Kraft (e, f) beider Gruppen vor und nach dem Training.....	205
Abb. 7-17: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede ($\Delta\%$) der mechanischen Leistung beider Gruppen vor und nach dem Training.	206
Abb. 7-18: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede ($\Delta\%$) der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Landung (E_{Landung}) und der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase (E_{Abdruck}) beider Gruppen vor und nach dem Training.	206
Abb. 7-19: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede ($\Delta\%$) der Bremsleistung (a und b) sowie der Beschleunigungsleistung (c und d) beider Gruppen vor (blauer Farbton) und nach (roter Farbton) der Trainingsphase.....	207
Abb. 7-20: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der reaktiven Leistungsindices beider Gruppen vor und nach dem Training.....	208

- Abb. 7-21: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. gastrocnemius (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet. 214
- Abb. 7-22: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. soleus (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet. 216
- Abb. 7-23: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. tibialis anterior (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet. 218
- Abb. 7-24: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. vastus medialis (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet. 220
- Abb. 7-25: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. biceps femoris (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet. 222
- Abb. 7-26: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. rectus femoris (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet. 224
- Abb. 7-27: Korrelationen zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Beschleunigungsleistung (P_{pos}) und der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) des Leistungsindexes (L_{index}) nach der Trainingsintervention mit der intensiven Belastungscharakteristik..... 241
- Abb. 7-28: Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung ($\Delta\%$) der Kraftparameter (absolute und relative) und der prozentualen Veränderung ($\Delta\%$) des Leistungsindexes nach der Trainingsintervention mit der intensiven Belastungscharakteristik..... 242
- Abb. 7-29: Beziehung zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Kontaktzeiten (t_{kont}) und Winkelamplituden des Kniegelenkes während der Flexionsphase (KNIE-flex) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bremsleistung (P_{neg}) nach der Trainingsintervention mit der extensiven Belastungscharakteristik 244
- Abb. 7-30: Beziehung zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bodenkontaktzeiten während der exzentrischen Phase (t_{neg}) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bremsleistung (P_{neg}) sowie der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bodenkontaktzeiten (t_{kont}) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der mechanischen Leistung (P) nach der Trainingsintervention mit der extensiven Belastungscharakteristik 245
- Abb. 7-31: Beziehung zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Winkelamplituden des Kniegelenkes während der Amortisationsphase (KNIE-flex) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der maximalen Bodenreaktionskraft (F_{max}) sowie der am Körpergewicht relativierten maximalen Bodenreaktionskraft (F_{maxrel}). Der zweite Teil der Abbildung zeigt die Beziehungen zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der maximalen Bodenreaktionskraft (F_{max}) und Beschleunigungsleistung (P_{pos}) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) des Leistungsindexes (L_{index}). Die Änderungen beziehen sich auf die Trainingsintervention mit der extensiven Belastungscharakteristik..... 246

Abb. 9-1: Einsatz der reaktiven Sprungformen im Jahresverlauf eines B-Kader-Kugelstoßers, A: im Zusammenhang mit den Haupttrainingsmitteln und B: im Zusammenhang mit anderen Sprungformen.	258
Abb. 9-2: Kraft-Zeit-Verläufe sowie der L_{index} während der Ausführung eines DJ aus 30 cm bei unterschiedlichen Zeitabschnitten eines Kugelstoßers	260
Abb. 7A-1: Mittelwerte und Standardabweichungen des IEMG des VM (a) und RF (b) für die sechs Zeitfenster (jeweils 100 ms) sowie für die gesamte Kontraktionszeit (Kraftbeginn bis zum Kraftmaximum) bei der Erfassung der isometrischen Maximalkraft	297
Abb. 7A-2: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Gesamtaktivität während der vier Zeitphasen beim CMJ	298
Abb. 7A-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Bodenreaktionskräfte während der vier Zeitphasen beim CMJ	299
Abb. 7A-4: Mittelwerte und Standardabweichungen der Bodenkontaktzeiten während der exzentrischen (negativ) und konzentrischen Phase (positiv)	300

TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 3-1: Mittelwerte und Standardabweichungen für die anthropometrischen Kennwerte und der Leistungsdaten der Untersuchungsteilnehmer/innen (Querschnittuntersuchung).....	50
Tab. 3-2: Häufigkeit und prozentualer Anteil der Probanden/innen je nach Sportartzugehörigkeit.....	51
Tab. 3-3: Untersuchungsablauf der Quer- und Längsschnittstudie.....	52
Tab. 3-4: Darstellung der abgeleiteten Muskeln und deren Funktion. Eine detaillierte Funktion der erfassten Muskeln ist in Kapitel 4.1. nachzulesen.....	56
Tab. 4-1: Untersuchungsergebnisse zum Thema Vorinnervationsdauer und intermuskuläre Koordination bei Bewegungen im DVZ.....	87
Tab. 4-2: Untersuchungsergebnisse zum Thema Intensität der muskulären Aktivität und intramuskulären Koordination bei Bewegungen im DVZ.....	90
Tab. 4-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der korrigierten realen Fallhöhen	99
Tab. 4-4: Die signifikanten Unterschiede des Zeitpunktes der EMG–Maxima während der Vorinnervationsphase in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung	102
Tab. 4-5: Die signifikanten Unterschiede des Zeitpunktes der EMG–Maxima während der Bodenkontaktphase in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung	102
Tab. 4-6: Korrelationskoeffizienten (zeitrelativiertes IEMG) zwischen der Vorinnervationsphase (VOR), Latenzphase (LAT), Reflexaktivität (RIA) und willkürliche Aktivität (SEA). Die Korrelationen beziehen sich auf die ganze Stichprobe: n = 201.....	106
Tab. 4-7: Korrelationskoeffizienten (zeitrelativiertes IEMG) zwischen der Vorinnervationsphase (VOR), Latenzphase (LAT), und Reflexaktivität (RIA). Die Korrelationen beziehen sich auf die jeweiligen Niedersprunghöhen (n = 41: Fallhöhe 20-50 cm und n = 37: Fallhöhe 60 cm).....	106
Tab. 4-8: Prozentualer Anteil der reflexinduzierten Aktivität der untersuchten Muskeln beim DJ an der willkürlichen Innervationshöhe im SJ.....	107
Tab. 5-1: Literaturübersicht über den Zusammenhang zwischen dem „linksgerichteten EMG-Muster“ und der Sprungleistung.....	115
Tab. 5-2: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable. Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind einerseits die drei funktionellen Phasen (VOR, LAT und RIA) und andererseits die SEA einbezogen (n = 41: Fallhöhe 20–50 cm und n = 37: Fallhöhe 60 cm).	120
Tab. 5-3: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind jeweils die Winkelamplituden und die Winkelgeschwindigkeiten einbezogen.....	121
Tab. 5-4: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Kraftparameter einbezogen.	122
Tab. 5-5: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Absprunggeschwindigkeit (V_v) und die mechanische Leistung (P) einbezogen.	122
Tab. 6-1: Untersuchungen zum Thema unilaterale und bilaterale Kontraktionen im DVZ.....	137
Tab. 6-2: Das bilaterale Defizit der gesamten relativen IEMG- Aktivität in Prozent und als Wert der Beziehung (BB / EB).....	145

Tab. 6-3: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau des BD der EMG-Amplituden für die Integrale von 100 bis 600 ms des VM und RF.....	146
Tab. 6-4: Das BD der sechs Zeitfenster als Prozent (Formel 1) und als Werte der Beziehung BB / EB (Formel 2)	147
Tab. 7-1: Längsschnittstudien zum reaktiven Sprungkrafttraining und Krafttraining und ihre Auswirkungen auf die Sprungfähigkeit und/oder reaktive Leistungsfähigkeit	171
Tab. 7-2: Längsschnittstudien zum reaktiven Sprungkrafttraining und Krafttraining und ihre Auswirkungen auf die Sprungfähigkeit und/oder reaktive Leistungsfähigkeit	172
Tab. 7-3: Längsschnittstudien zum reaktiven Sprungkrafttraining und Krafttraining und ihre Auswirkungen auf die Sprungfähigkeit und/oder reaktive Leistungsfähigkeit	173
Tab. 7-4: Vergleich der neuromuskulären Aktivität, der mechanischen Parameter und der reaktiven Leistungsfähigkeit zwischen sprungtrainierten Athleten und Ausdauerathleten oder Nicht-Sportlern	177
Tab. 7-5: Vergleich der neuromuskulären Aktivität, der mechanischen Parameter und der reaktiven Leistungsfähigkeit zwischen sprungtrainierten Athleten und Ausdauerathleten oder Nicht-Sportlern	178
Tab. 7-6: Mittelwerte und Standardabweichungen für die anthropometrischen Daten der Untersuchungsteilnehmer/innen (Längsschnittuntersuchung). Das Signifikanzniveau p bezieht sich auf die Mittelwerte der zwei Untergruppen (intensiv und extensiv).....	187
Tab. 7-7: Häufigkeit und prozentualer Anteil der Probanden/innen je nach Sportartzugehörigkeit....	187
Tab. 7-8: Trainingsplan der Längsschnittuntersuchung für beide Gruppen.....	188
Tab. 7-9: Multiple Korrelationsmatrix für die relativen Kraftparameter $F_{\max\text{rel}}$ und F_{explrel} als Prädiktoren; Kriteriumsvariablen sind die Sprunghöhen aus den Countermovement Jumps (CMJ), Squat Jumps (SJ) und Drop Jumps (DJ) aus 40 cm Fallhöhe sowie der reaktive Leistungsindex (L_{index}) ebenfalls aus 40 cm Fallhöhe.....	192
Tab. 7-10: Verlängerung „▲“ oder Verkürzung „▼“ des Beginns der Rekrutierungszeiträume der beteiligten Muskulatur im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung.....	209
Tab. 7-11: Vorverlagerung „▲“ bzw. Verschiebung auf spätere Aktivierungszeiten „▼“ der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung.....	210
Tab. 7-12: Vorverlagerung „▲“ bzw. Verschiebung auf spätere Aktivierungszeiten „▼“ der Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase durch die Trainingsintervention.....	210
Tab. 7-13: Erhöhung „▲“ oder Senkung „▼“ der mittleren Amplituden des EMG während der Vorinnervation im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung.....	211
Tab. 7-14: Erhöhung „▲“ bzw. Verringerung „▼“ der Aktivitätsmaxima des EMG während der Vorinnervationsphase im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung beider Gruppen.....	211
Tab. 7-15: Erhöhung „▲“ bzw. Senkung „▼“ der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase durch die Trainingsintervention.....	212
Tab. 7-16: Erhöhung „▲“ bzw. Senkung „▼“ der relativen Gesamtaktivität des EMG der beteiligten Muskulatur durch die Trainingsintervention.....	212
Tab. 9-1: Leistungsdiagnostische Parameter zweier Leichtathleten im langfristigen Jahresaufbau ..	259

Tab. 4A-1: Die Dauer der Vorinnervationsphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)...	281
Tab. 4A-2: Die signifikanten Unterschiede der Zeitpunkte der EMG–Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)	282
Tab. 4A-3: Die signifikanten Unterschiede der Zeitpunkte der EMG-Maxima während der Vorinnervationsphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)	283
Tab. 4A-4: Die signifikanten Unterschiede der EMG-Maxima während der Vorinnervationsphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)	284
Tab. 4A-5: Die signifikanten Unterschiede der EMG-Maxima während der Bodenkontaktphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)	285
Tab. 4A-6: Relative Gesamtaktivität: signifikante Unterschiede zwischen den erfassten Muskeln	286
Tab. 5A-1: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable. Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) werden die drei funktionellen Phasen einbezogen.....	287
Tab. 5A-2: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable. Als unabhängige Variable (Prädiktor) ist die funktionelle Phase SEA (bei TA noch die LAT) einbezogen.	287
Tab. 5A-3: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Winkelamplituden für jede Fallhöhe einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.....	288
Tab. 5A-4: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die mittlere Winkelgeschwindigkeiten einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.....	288
Tab. 5A-5: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Kraftparameter einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.	289
Tab. 5A-6: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Kraftparameter einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.	289
Tab. 5A-7: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Absprunggeschwindigkeit (V_v) und die mechanische Leistung (P) einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.	290
Tab. 5A-8: Multiple Abhängigkeit der Winkelamplituden als abhängige Variablen (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die vier funktionellen Phasen einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.	291
Tab. 5A-9: Multiple Abhängigkeit der Kraftparameter als abhängige Variablen (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die vier funktionellen Phasen einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.	292
Tab. 6A-1: Untersuchungsergebnisse über das BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit.....	293
Tab. 6A-2: Untersuchungsergebnisse über das BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit.....	294
Tab. 6A-3: Untersuchungsergebnisse über das BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit.....	295

Tab. 6A-4: Untersuchungsergebnisse des BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit.....	296
Tab. 7A-1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Bodenkontaktzeiten während der Zeitphasen 1, 2 und 4 beim CMJ.....	299

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
A_{ext}	Winkelamplitude während der Abdruckphase (Extensionsphase)
A_{flex}	Winkelamplitude während der Amortisationsphase (Flexionsphase)
AM	m. adductor magnus
ATF	Achilles tendon force
BB	Beidbeinig
BB/EB	Beziehung beidbeinig / einbeinig
BD	Bilaterales Defizit
BF	m. biceps femoris
BFLAT	Prozentualer Anteil der Aktivität in der Latenzphase an der Gesamtaktivität des m. biceps femoris
BFRIA	Prozentualer Anteil der Aktivität in der reflexinduzierten Phase an der Gesamtaktivität des m. biceps femoris
BFSEA	Prozentualer Anteil der Aktivität der späten EMG-Antwort an der Gesamtaktivität des m. biceps femoris
BFVOR	Prozentualer Anteil der Voraktivität an der Gesamtaktivität des m. biceps femoris
BI	Bilateraler Index
BL	Bilateral
BL/UL	Beziehung bilateral / unilateral
BMI	Body-mass-index
bzw.	Beziehungsweise
ca.	Zirka
cm	Zentimeter
Ca^{2+} -Ionen	Calciumionen (Konzentration)
CE	Kontraktile Komponente
CK	Kreatinkinase
CMJ	Countermovement Jump
CON	Konzentrische Kontraktionsphase
d.h.	das heißt
DJ	Drop Jump
DVZ	Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus
$\Delta\%$	Prozentuale Änderung – prozentualer Unterschied
Δp	Kraftstoß
E_{Abdruck}	Kinetische Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase
EB	Einbeinig
ECC	Exzentrische Kontraktionsphase
E_{Landung}	Kinetische Energie zum Zeitpunkt der Landung

EMG	Elektromyogramm
ES	m. erector spinae
etc.	et cetera
evtl.	Eventuell
F_{expl}	Explosivkraft
$F_{explrel}$	Relative Explosivkraft
F_{max}	Maximalkraft
F_{maxrel}	Am Körpergewicht relativierte Maximalkraft
F_{mittel}	Mittlere Bodenreaktionskraft
$F_{mittelrel}$	Am Körpergewicht relativierte mittlere Bodenreaktionskraft
FT	fast twitch
F_z	Vertikale Kraftkomponente
g	Erdbeschleunigung
GA	m. gastrocnemius
GALAT	Prozentualer Anteil der Aktivität in der Latenzphase an der Gesamtaktivität des m. gastrocnemius
GARIA	Prozentualer Anteil der Aktivität in der reflexinduzierten Phase an der Gesamtaktivität des m. gastrocnemius
GASEA	Prozentualer Anteil der Aktivität der späten EMG-Antwort an der Gesamtaktivität des m. gastrocnemius
GAVOR	Prozentualer Anteil der Voraktivität an der Gesamtaktivität des m. gastrocnemius
GM	m. gluteus maximus
h	Höhe
HDJ	Hockfallsprung (Drop Jump mit Landung auf die Hocke)
h_{fall}	Fallhöhe
h_{flug}	Flughöhe
H^+ -Ionen	Wasserstoffionen (Konzentration)
$h_{Hubtisch}$	Hubtischhöhe
h_{korr}	Korrigierte Fallhöhe
Hz	Hertz
IEMG	Integriertes Elektromyogramm
IM	mm. ischiocrurales
J	Joule
kg	Kilogramm
KHz	Kilohertz
KNIE-ext	Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Abdruckphase
KNIE-flex	Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Amortisationsphase
KNIE-mext	Mittlere Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes während der Abdruckphase
KNIE-mflex	Mittlere Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes während der Amortisationsphase

KRG	Körpergewichtslinie
KSP	Körperschwerpunkt
KW	Kilowatt
$K\Omega$	Kilohm
LAT	Latenzphase
li.	Links
L_{index}	Reaktiver Leistungsindex
LLC	Long-latency-component
m	Meter
m.	Musculus
MHz	Megahertz
min.	Minute
mm	Millimeter
mß	Körpermasse
ms	Millisekunde
m/s	Meter pro Sekunde
mV	Millevolt
mV/ms	Millevolt pro Millisekunde
μm	Mikrometer
MLC	Medium-latency-component
MVC	Maximum voluntary contraction
MW	Mittelwert
n	Angabe zur Stichprobengröße
N	Newton
nm	Nanometer
N/ms	Newton pro Millisekunde
NRJ	No-rebound Jump
n.s.	nicht signifikant
O_2	Sauerstoff
OSG	Oberes Sprunggelenk
OSG-ext	Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Abdruckphase
OSG-flex	Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase
OSG-mext	Mittlere Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes während der Abdruckphase
OSG-mflex	Mittlere Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase
p	Signifikanzniveau
P	Mechanische Leistung
PC	Personal Computer
PEK	Parallelelastische Komponenten
P_{neg}	Bremsleistung

P _{pos}	Beschleunigungsleistung
R	multipler Korrelationskoeffizient
r	Bivariater Korrelationskoeffizient
r _{tt}	Test-Retest-Korrelationskoeffizient
R ²	Determinationskoeffizient
RA	m. rectus abdominus
rad/sec	Radiant pro Sekunde
re.	Rechts
RF	m. rectus femoris
RFLAT	Prozentualer Anteil der Aktivität in der Latenzphase an der Gesamtaktivität des m. rectus femoris
RFRIA	Prozentualer Anteil der Aktivität in der reflexinduzierten Phase an der Gesamtaktivität des m. rectus femoris
RFSEA	Prozentualer Anteil der Aktivität der späten EMG-Antwort an der Gesamtaktivität des m. rectus femoris
RFVOR	Prozentualer Anteil der Voraktivität an der Gesamtaktivität des m. rectus femoris
RIA	Innervationsphase, während der mit Reflexen gerechnet werden kann
RJ	Rebound Jump
s, sec	Sekunde
S.	Seite
SEA	Späte EMG-Aktivität
SEK	Serienelastische Komponente
SJ	Squat Jump
SJS	Schlittensprungsystem
SLC	Short-latency-component
SOL	m. soleus
SOLLAT	Prozentualer Anteil der Aktivität in der Latenzphase an der Gesamtaktivität des m. soleus
SOLRIA	Prozentualer Anteil der Aktivität in der reflexinduzierten Phase an der Gesamtaktivität des m. soleus
SOLSEA	Prozentualer Anteil der Aktivität der späten EMG-Antwort an der Gesamtaktivität des m. soleus
SOLVOR	Prozentualer Anteil der Voraktivität an der Gesamtaktivität des m. soleus
SRES	Short range elastic stiffness
SSC	Stretch- Shortening- Cycle
ST	slow twitch
Stabw.	Standardabweichung
t	Zeit
TA	m. tibialis anterior

TALAT	Prozentualer Anteil der Aktivität in der Latenzphase an der Gesamtaktivität des m. tibialis anterior
TARIA	Prozentualer Anteil der Aktivität in der reflexinduzierten Phase an der Gesamtaktivität des m. tibialis anterior
TASEA	Prozentualer Anteil der Aktivität der späten EMG-Antwort an der Gesamtaktivität des m. tibialis anterior
TAVOR	Prozentualer Anteil der Voraktivität an der Gesamtaktivität des m. tibialis anterior
Tab.	Tabelle
TE	Trainingseinheit
t_{ext}	Zeitdauer der Extensionsphase
T_{fall}	Fallzeit
TFL	m. tensor fasciae latae
T_{flug}	Flugzeit
t_{flex}	Zeitdauer der Flexionsphase
t_{kont}	Bodenkontaktzeit
t_{neg}	Bodenkontaktzeit während der exzentrischen Phase
t_{pos}	Bodenkontaktzeit während der konzentrischen Phase
t.s.	tendenziell signifikant
UL	Unilateral
V_d	Aufprallgeschwindigkeit
vgl.	Vergleiche
VL	m. vastus lateralis
VM	m. vastus medialis
VMLAT	Prozentualer Anteil der Aktivität in der Latenzphase an der Gesamtaktivität des m. vastus medialis
VMRIA	Prozentualer Anteil der Aktivität in der reflexinduzierten Phase an der Gesamtaktivität des m. vastus medialis
VMSEA	Prozentualer Anteil der Aktivität der späten EMG-Antwort an der Gesamtaktivität des m. vastus medialis
VMVOR	Prozentualer Anteil der Voraktivität an der Gesamtaktivität des m. vastus medialis
$VO_2 \text{ max}$	Maximale Sauerstoffaufnahme
VOR	Vorinnervationsphase
Vpn.	Versuchsperson
V_v	Absprunggeschwindigkeit
W	Watt
W_{ges}	Gesamtgeleistete Arbeit
Wdh.	Wiederholung
W_{ext}	Mittlere Winkelgeschwindigkeit während der Abdruckphase (Extensionsphase)

W_{flex}	Mittlere Winkelgeschwindigkeit während der Amortisationsphase (Flexionsphase)
W_{neg}	Geleistete Arbeit während der negativ dynamischen Phase
W_{pos}	Geleistete Arbeit während der positiv dynamischen Phase
z.B.	zum Beispiel

ZUSAMMENFASSUNG

EINLEITUNG:

Zur Realisierung eines hohen Leistungsniveaus im Wettkampfsport ist der Einfluss einer Reihe leistungsbestimmender Parameter unumstritten. Das Leistungsniveau einer großen Anzahl von Sportarten ist vor allem durch die Entwicklung der Schnellkraftfähigkeiten charakterisiert. Schnellkraftleistungen können bei vielfältigen Bewegungsabläufen realisiert werden. Von besonderem Interesse scheinen allerdings Schnellkraftleistungen bei Bewegungsabläufen in Form eines Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) zu sein. Die Besonderheit der Schnellkraftleistungen im DVZ liegt an der Tatsache, dass diese Kontraktionsformen wesentlicher Bestandteil einer Vielzahl alltäglicher und sportlicher Bewegungsabläufe sind, sowie an der höheren mechanischen Effizienz des DVZ gegenüber den isometrischen und isokinetischen Kontraktionen. Trotz des immensen wissenschaftlichen Interesses an den Schnellkraftleistungen im DVZ bleiben noch viele offene Fragen. Es besteht aus leistungsdiagnostischer und trainingspraktischer Sicht noch Aufklärungsbedarf hinsichtlich der Quantifizierung der Schnellkraftleistungen im DVZ sowie der Einwirkungen von Trainingsmethoden mit unterschiedlichen Belastungscharakteristiken auf das reaktive Bewegungsverhalten.

ZIELSTELLUNG:

Die Hauptziele der vorliegenden Arbeit waren, zum einem die Innervationscharakteristik beim DVZ sowie den Einflussgrad relevanter neuromuskulärer und mechanischer Parameter auf die Ausprägung der reaktiven Sprungleistungsfähigkeit zu untersuchen. Der reaktive Leistungsindex (L_{index}) sollte als Kennwert zur Abschätzung dieser Leistungsfähigkeit dienen.

Zum anderen wurde die Wirkungsweise von Trainingsmethoden mit unterschiedlichen Belastungscharakteristiken auf das reaktive Bewegungsverhalten erforscht.

MATERIAL UND METHODEN:

Um den Einflussgrad relevanter neuromuskulärer und mechanischer Parameter auf die Ausprägung der reaktiven Sprungleistungsfähigkeit sowie die Innervationscharakteristik beim Drop Jump (DJ) aus unterschiedlichen Fallhöhen und Ausführungsmöglichkeiten zu untersuchen, wurde eine Querschnittsuntersuchung durchgeführt. Dabei wurde neben der Erfassung der dynamographischen, elektromyographischen und kinematischen Parameter bei Bewegungsabläufen im DVZ auch die Ermittlung der Kraftfähigkeiten bei isometrischen und konzentrischen Bewegungsformen vorgenommen. Die Wirkungsweise der unterschiedlichen Belastungscharakteristik wurde anhand einer Längsschnittstudie untersucht. Bei dieser Studie absolvierten die Versuchspersonen (Vpn.) reaktive Sprungtrainingsprogramme mit einer intensiven bzw. extensiven Belastungscharakteristik.

ERGEBNISSE:

Bei der Steigerung der Dehnungsbelastung (Fallhöhen) zeigte das Innervationsmuster hinsichtlich des zeitlichen und Intensitätsaspektes keine Veränderungen. Die Steigerung der Fallhöhen allerdings verursachte eine Veränderung (Rechtsverschiebung des Innervationsmusters) des funktionellen Aspek-

tes. Ebenfalls zu Veränderungen (Rechtsverschiebung) des Innervationsmusters führte die unterschiedliche Ausführung (einbeinig) des DJ. Der reaktive Leistungsindex (L_{index}) als Kennwert zur Determinierung der reaktiven Leistungsfähigkeit zeigte einen hohen Zusammenhang mit den erfassten neuronalen und mechanischen Parametern. Dabei stellte sich heraus, dass Trainingsprogramme mit intensiven bzw. extensiven Belastungscharakteristiken zu einer Erhöhung ($p < 0,01$) bzw. Senkung ($p < 0,05$) der reaktiven Leistungsfähigkeit führen.

DISKUSSION:

Bewegungsabläufe in Form eines schnell ablaufenden DVZ (Bewegungszeit ca. 200 ms) werden als „geschlossene Fertigkeiten“ bezeichnet. Der Bewegungsablauf bei derartigen Kontraktionsformen ist bereit vorprogrammiert. Die Ergebnisse dieser Untersuchung konnten dies bis zu einem gewissen Grad bestätigen. Die Innervationscharakteristik beim DJ zeigte eine Stabilität besonders hinsichtlich ihres zeitlichen Verlaufes. Eine Änderung der Innervationsstrategie wurde allerdings durch den Einfluss der Belastung beobachtet. Der Einwirkung belastungsbedingter Faktoren, wie die Erhöhung der Fallhöhen oder die unilaterale Ausführung, führte zur Änderung des Innervationsmusters und damit zur Erhöhung des willkürlichen Aktivitätsanteils (Rechtsverschiebung des EMG-Musters). Die hohen Zusammenhänge des linksgerichteten EMG-Musters mit dem L_{index} belegen einen hohen Einfluss der frühen Aktivitätsanteile des Innervationsmusters auf die reaktive Leistungsfähigkeit. Somit kann festgestellt werden, dass ein ausgeprägtes Schnellkraftniveau bei schnell ablaufenden DVZ durch ein „linksgerichtetes“ EMG-Muster verwirklicht werden kann. Dies wird deutlich, wenn Trainingsprogramme mit intensiven bzw. extensiven Belastungscharakteristiken zum Einsatz kommen. Dabei konnten beide Trainingsprogramme das Innervationsmuster auf unterschiedlicher Weise beeinflussen. Die intensive Belastungscharakteristik sorgte für eine Linksverschiebung des Innervationsmusters, die extensive dagegen für eine Rechtsverschiebung.

SCHLUSSFOLGERUNGEN:

Zur Erzeugung hoher Schnellkraftleistungen bei Bewegungsabläufen in Form eines schnell ablaufenden DVZ ist ein linksgerichtetes Innervationsmuster (Ausprägung der frühen EMG-Zeitphasen) notwendig. Für die Trainingspraxis lässt sich folgern, dass der Einsatz von Trainingsmethoden mit einer intensiven Belastungscharakteristik funktionelle Anpassungen erzeugt, die zur Betonung der frühen Zeitphasen des Innervationsmusters und somit zur Erhöhung der reaktiven Leistungsfähigkeit führen können.

ABSTRACT

INTRODUCTION:

There is no question about the influence of a number of determinant parameters to realize a high level of performance in competitive sports. The level of performance in numerous sporting events is mainly characterized by the development of the speed at a given force. This strength is realized in a variety of movements. Special attention was given to movements within the Stretch-Shortening-Cycle (SSC). The characteristic of power performance within the SSC is caused by the fact that these contractions are a particular part of a variety of daily and sporting movements and the higher mechanical efficacy of SSC in relation to the isometric and isokinetic contractions. Despite the growing body of knowledge about power performance in SSC, there are still a lot of open questions. From the exercise and the performance diagnostic point of view, there are still a lot of things to clarify, especially concerning the quantification of the speed at a given force in the SSC and the impact of exercise methods with different loads onto the reactively movement behaviour.

PORPUSE OF THE STUDY:

The general aim of this study was to investigate the influence of the relevant neuromuscular and mechanical parameters on the intensity of the reactively generated performance. The reactive index ought to act as specific value for estimation of this index. A further purpose was to explore the mode of action from methods of training with different traits of load onto the movements.

MATERIAL AND METHODS:

To analyse the influence of the neuromuscular and mechanical parameters on the intensity of the reactively generated performance and the characteristic of innervation on DJ from different heights of fall and ways of achievement, a cross-sectional study was accomplished. Beside the dynamographic, electromyographic and kinematic parameters in fast (DJ) and slow (CMJ) working SSC, the generated forces of isometric and concentric movements were analysed. The mode of action from the different traits of load was analysed by means of longitudinal study. For this study, female and male participants attended reactively jump training programmes with an intensive and an extensive load.

RESULTS:

With regard to the temporary and the intensity aspect, the innervation pattern showed no change after the increase of the falling heights. Indeed the enhancement of the falling heights caused an alteration of the functional aspect (right shift of the innervation pattern). Likewise, the different achievements of the DJ led to a changed innervation pattern (right shift). The reactive index as a specific value for determination of the reactively generated performance is showing a high coherence with the included neuronal and mechanical parameters. The training programs with intensive or extensive load lead to an increase ($p < 0,01$) or a reduction ($p < 0,05$) of the reactively generated performance.

DISCUSSION:

Movements in a fast working SSC are designated as “closed skills”. These movements are preasigned. The results of this study could confirm this. The innervation characteristic of a DJ was stable concerning the temporary process. Indeed a change of the innervation strategy was noticed caused by the influence of the load. The effect of the performance determinant factors, like the increase of the falling heights or the unilateral achievements, led to a change of the innervation pattern and for that an enhancement of the arbitrary parts of activity (right shift of the EMG-pattern). The high coherence between the left-shift EMG-pattern and the reactive index show the strong influence of the early activity parts of the innervation pattern for the reactively generated performance. Thus, it can be noticed that a distinctive level of power within a fast working SSC can be realized by a left-shift EMG-pattern. That becomes clear, when training with intensive and extensive loads. Thereby both training programs can influence the innervation pattern in a different way. The intensive load characteristic is responsible for a left-shift on the innervation pattern, the extensive one against it for a right-shift.

CONCLUSION:

To generate a high level of power performance within movements in form of a fast working SSC a left-shift innervation pattern is essential. For the exercise in training you can adhere, that the use of exercise methods with intensive load generate a functional adaptation, which could lead to an emphasis of the early time span in the innervation pattern and therefore, to an increase of the reactively generated performance.

DANKSAGUNG

Die vorliegende Arbeit wäre ohne die wertvolle Unterstützung verschiedener Personen nicht möglich gewesen. Dafür möchte ich mich an dieser Stelle herzlich bedanken:

- meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Albert Gollhofer, der den Einstieg in dieser Thematik ermöglichte. Er hat durch seine konstruktive, hilfreiche und sehr freundschaftliche Betreuung meine wissenschaftliche Denkweise sehr geprägt und mich stetig gefördert,
- Herrn Prof. Dr. Wilfried Alt für die Übernahme der Aufgabe des zweiten Referenten,
- den Mitarbeitern des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart, besonders Dr. Dieter Bubeck für seine ständige Unterstützung und Diskussionsbereitschaft bei methodischen und inhaltlichen Fragen, sowie Dr. Walter Rapp für seine Unterstützung bei messtechnischen und methodischen Problemen. Ebenfalls möchte ich mich an Uwe Gomo-linsky für seine hilfreiche Beratung in Bezug auf statistische Besonderheiten bedanken,
- allen Probanden für die geduldige und aufgeschlossene Mitarbeit bei den aufwendigen Experimenten, besonders den Leichtathleten des MTV Stuttgart 1843 e. V., die mehrmals zur Verfügung standen und mit ihrem Einsatz das Gelingen dieser Arbeit ermöglichten,
- Gerhard Schlierer und Maren Keller für die Durchsicht und kritische Betrachtung des Manuskriptes sowie Werner Holl für seine Unterstützung bei physikalischen Fragen,
- meiner Familie und meiner Freundin für das Interesse, die Anteilnahme an dieser Arbeit und das extreme Maß an Verständnis, das sie mir entgegengebracht haben.

1. EINLEITUNG UND ZIELSETZUNG DER ARBEIT

Leistungen im Wettkampfsport werden nach einer langjährigen sportlichen Betätigung unter dem Einfluss einer breiten Palette leistungsbestimmender Fähigkeiten realisiert. Nach GROSSER et al. (1986) und SCHNABEL et al. (1994) sind diese Fähigkeiten in folgende Hauptfaktoren untergliedert:

1. Konditionelle Fähigkeiten (Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit)
2. Koordinativ- technische Fähigkeiten und Fertigkeiten
3. Taktische Fähigkeiten
4. Psychische Leistungs- und Verhaltenseigenschaften
5. Rahmenbedingungen (konstitutionelle Eigenschaften, Belastbarkeit etc.)
6. Äußere Bedingungen (Umgebung, Familie, berufliche Betätigung etc.)

Somit kann die sportliche Leistung unter dem Einfluss und den Wechselwirkungen aller dieser Hauptfaktoren sich optimal entwickeln, wobei der Anteil der obengenannten Faktoren in Bezug auf das Anforderungsprofil jeder Sportart sehr unterschiedlich ausfällt. So spielen z.B. für den Marathonlauf und das Gewichtheben die konditionellen Fähigkeiten wie aerobe Ausdauer bzw. Maximalkraft eine immense Bedeutung. Bei einer Vielzahl von Mannschaftssportarten stehen hingegen die taktischen Fähigkeiten im Vordergrund.

Eine große Anzahl von Sportarten ist durch ihren schnellen Bewegungsablauf und besonders durch die Erzeugung hoher Kräfte in kurzer Zeit charakterisiert. In diesem Fall hängt die Leistungsfähigkeit oft vom Ausprägungsgrad der Schnellkraft ab. Schnellkraftleistungen können bei vielfältigen Bewegungsabläufen realisiert werden. In der Sportpraxis werden üblicherweise solche Leistungen durch eine nachgebende (exzentrische) oder eine überwindende (konzentrische) Arbeitsweise erreicht. Noch häufiger ist jedoch die Kombination dieser beiden Aktionen¹ im Form eines Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ). Muskelaktionsformen im DVZ sind ein wesentlicher Bestandteil einer Vielzahl alltäglicher und sportlicher Bewegungsabläufe (z.B. Gehen, Laufen, Springen etc.) und werden als die „natürlichen“ Formen muskulärer Arbeitsweise angesehen (KOMI 1985; GOLLHOFER 1993). Schnellkraftleistungen im DVZ zeichnen sich durch eine höhere Effizienz im Vergleich zu den Schnellkraftleistungen bei einfachen dynamischen Kontraktionen aus (ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN 1974a; 1974b; BOSCO / KOMI 1979a; BOSCO et al. 1981; 1982a; 1982b; BOSCO 1982; BOSCO / PITTERA 1982; GOLLHOFER 1987). Diese Besonderheit des DVZ sowie die Eigenständigkeit dieser Kontraktionsform, wie WERSCHOSHANSKIJ (1972) formulierte, führte zu einer Reihe wissenschaftlicher Untersuchungen, aber auch zu kontroversen Diskussionen (siehe dazu die Zeitschrift „*Journal of applied Biomechanics*“ in der Ausgabe von November 1997) über die wahren Ursachen der höheren Effizienz. Trotz der umfangreichen Untersuchungen in Bezug auf die Einflussfaktoren, die Eigenständigkeit sowie die Ermüdungserscheinungen der Schnellkraftleistungen im DVZ bleiben noch viele offene Fragestellungen. Eine davon befasst sich mit dem leistungsdiagnostischen Aspekt des reaktiven Bewegungsverhaltens und mit der Quantifizierung des reaktiven Bewegungsverhaltens. SCHWIRTZ et al. (1996) konnten keinen begründeten Parameter zur Abschätzung der reaktiven Fä-

¹ In der sportwissenschaftlichen Literatur werden oft die Begriffe: Kontraktion, Muskelkontraktion, Muskelaktion, Aktion und Arbeitsweise verwendet, um die Spannungsentwicklung innerhalb eines Muskels zu beschreiben. Allgemein wird zwischen isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Kontraktionen sowie der Kombination exzentrisch-konzentrischer Kontraktionen, dem Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ), unterschieden.

higkeiten determinieren, während NEUBERT (1999) für den „*Leistungsindex*“ (Quotient aus geleisteter Arbeit und der Zeitdauer) als Kennwert zur Abschätzung der reaktiven Leistung plädierte, die jedoch aber keinen erheblichen Einfluss der neuromuskulären Faktoren auf diesen Kennwert zeigt. Dabei wird einheitlich die Ansicht angenommen, dass die reaktive Leistungsfähigkeit bestimmten mechanischen und neuromuskulären Anforderungen unterliegt. Beide Anforderungen können durch die Einwirkung von belastungsbedingten Parametern eine Reihe von Anpassungsvorgängen zeigen. Die Belastung wird zum einen durch die Art der Belastung (Trainingsinhalt) (BUBECK / GOLLHOFER 2001) und zum anderen durch die entsprechende Belastungssteuerung bestimmt. Hinsichtlich der unterschiedlichen Trainingsinhalte zur Ansteuerung der reaktiven Schnellkräftfähigkeiten lässt sich feststellen, dass hierfür neben allgemeinen und speziellen Krafttrainingsübungen, wie sie z.B. VIITASALO et al. (1981), HAEKKINEN / KOMI (1983a; 1985a; 1985b), HAEKKINEN et al. (1985b), SCHMIDTBLEICHER et al. (1987) u. a. durchführten, vorrangig Sprungformen in Form von Drop Jumps (DJ) herangezogen wurden. Die Belastungssteuerung kann durch die Intensität und den Umfang bestimmt werden. Während die Auswirkungen von unterschiedlichen Belastungsintensitäten bereits untersucht wurden (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982a; 1982b; GOLLHOFER 1993; NEUBERT 1999), gibt es noch keine ausreichenden Erkenntnisse hinsichtlich der Auswirkung von verschiedenen Belastungsumfängen auf die reaktive Sprungleistungsfähigkeit.

Die dargestellte Problematik sowohl über das Quantifizierungsverfahren bei reaktiven Bewegungsabläufen als auch über die belastungsbedingten Auswirkungen und Anpassungen auf die neuronalen, muskelphysiologischen und mechanischen Parameter deuten darauf hin, dass die Notwendigkeit für eine entsprechende, wissenschaftlich fundierte Bestimmung einer breit akzeptierten Trainingstechnologie zum reaktiven Schnellkrafttraining besteht.

Folglich besteht die Zielsetzung der vorliegenden Untersuchung darin:

zum einen die Innervationscharakteristik bei Bewegungsabläufen im DVZ und besonders den Einflussgrad relevanter neuromuskulärer und mechanischer Parameter auf die Ausprägung der reaktiven Sprungleistungsfähigkeit zu erforschen. Zum anderen die Wirkungsweise von Trainingsmethoden mit unterschiedlichen Belastungscharakteristiken auf das reaktive Bewegungsverhalten zu analysieren.

Um eine Antwort auf diese Punkte geben zu können, wurden zwei komplexe Untersuchungsteile durchgeführt. Dabei wurden neben der Erfassung der dynamographischen, elektromyographischen und kinematischen Parameter bei Bewegungsabläufen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) mittels Drop Jumps auch die Kräftfähigkeiten bei isometrischen und konzentrischen Bewegungsformen ermittelt. Der erste Untersuchungsteil (Querschnittsuntersuchung) befasste sich mit Fragen über die Auswirkungen einer Reihe neuronaler und Intensitätsparameter auf das reaktive Bewegungsverhalten, der zweite Teil (Längsschnittsuntersuchung) mit den Anpassungseffekten reaktiver Trainingsformen bei unterschiedlichen Belastungsumfängen.

2. THEORETISCHE GRUNDLAGEN UND QUANTIFIZIERUNGSVERFAHREN IM DEHNUNGS-VERKÜRZUNGS-ZYKLUS (DVZ) ABLEITUNG DER ZENTRALEN FRAGESTELLUNGEN

In diesem Kapitel werden wichtige Definitionen und Begriffe in Bezug auf die Kontraktionsform des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) erwähnt und erläutert. Die Einflussfaktoren dieser Kontraktionsform werden ebenfalls dargestellt und diskutiert, allerdings nicht in ausführlicher Form, wie es in früheren Untersuchungen unternommen wurde (siehe unter anderem GOLLHOFER 1987; FRICK 1993). Ein weiterer Punkt, der hier erörtert wird, ist der Begriff der reaktiven Leistungsfähigkeit. Besonders in der Vergangenheit, aber auch bis zum heutigen Zeitpunkt wurde keine Differenzierung zwischen der reaktiven Leistungsfähigkeit und den Leistungen im DVZ unternommen. Diese Tatsache führte oft zu unterschiedlichen Interpretationen und vor allem zu kontroversen Meinungen über das Quantifizierungsverfahren solcher Leistungen (vgl. auch NEUBERT 1999). Abschließend werden die zentralen Fragestellungen und Zielsetzungen dieser Arbeit formuliert und vorgestellt.

2.1 Allgemeine Erkenntnisse über den Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)

Sowohl eine große Anzahl von alltäglichen Bewegungen als auch viele sportliche Aktivitäten wie Laufen, Springen und Werfen enthalten Muskelaktionen in Form eines DVZ. KOMI (1984; 1994; 2000) definiert diese Kontraktionsform folgendermaßen: „[...] **Die Kombination einer exzentrischen mit einer nachfolgenden konzentrischen Aktion stellt einen in der Praxis sehr häufig vorkommenden Bewegungsablauf dar, der als Dehnungs-Verkürzungszyklus (SSC = Stretch Shortening Cycle) bezeichnet wird.**“ Der Verlauf dieser Kontraktionsform ist in Abb. 2-1 dargestellt.

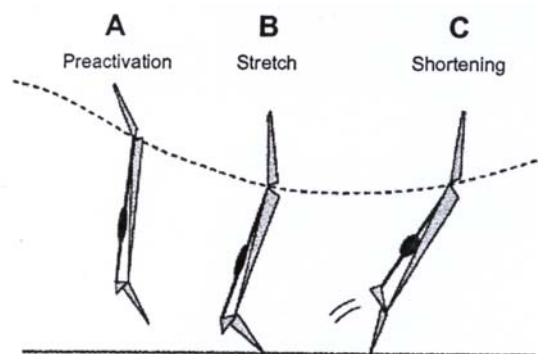


Abb. 2-1: Darstellung der Kontraktionsform des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. (Aus: KOMI 2000)

Nach Ansicht von KOMI (1994) besteht der biologische Sinn des DVZ darin, durch die Vordehnung während der exzentrischen Phase die Kraft der Aktion in der konzentrischen Phase über das ohne Vordehnung mögliche Maß hinaus zu verstärken. Damit wird deutlich, dass Kontraktionsformen im DVZ einen **höheren Wirkungsgrad** besitzen als reine konzentrische Kontraktionen (FRICK 1993).

Nach KOMI (1994) wurde dieser erhöhte Wirkungsgrad erstmals 1965 von CAVAGNA sowie von MARGARIA (1968) beschrieben. Beide Autoren arbeiteten mit spiroergometrischen Untersuchungsmethoden und stellten Unterschiede im O₂-Verbrauch fest. Bei Bewegungen im reaktiven Bereich wurde weniger O₂ verbraucht als bei konzentrischen Bewegungsabläufen. THYS et al. (1975) bestätigten die obengenannte Meinung, indem sie Sprungformen mit und ohne Ausholbewegung verglichen und ähnliche Ergebnisse fanden.

Ein zweiter Punkt, der den DVZ von den rein konzentrischen Kontraktionen unterscheidet, ist der **Leistungspotenzierende Effekt** (BOSCO et al. 1981; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1985; GOLLHOFER 1987; FRICK 1993). So konnte in vielen Untersuchungen nachgewiesen werden, dass Bewegungen im DVZ einen höheren Bewegungsimpuls in der konzentrischen Phase erzeugen als im Vergleich zu rein konzentrischen Kontraktionen (ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN 1974b; BOSCO / KOMI 1979a; BOSCO et al. 1981; 1982a; 1982b; BOSCO 1982; BOSCO / PITTERA 1982; GOLLHOFER 1987). Sowohl der höhere Wirkungsgrad als auch der Potenzierungseffekt sind die Gründe der höheren Effektivität des DVZ. Die Ursachen dieser Effektivitätssteigerung liegen unter anderem an folgenden Faktoren (KOMI 2000):

- Die Speicherung elastischer Energie in den elastischen Strukturen des tendomuskulären Systems während der exzentrischen Phase und der Wiederverwendung während der konzentrischen Phase. (Energie wird nach KOMI (1985) besonders bei den serienelastischen Komponenten (SEK) gespeichert).
- Die Auslösung von Muskeldehnungsreflexen in der exzentrischen Phase und deren Nutzung in der konzentrischen Phase.

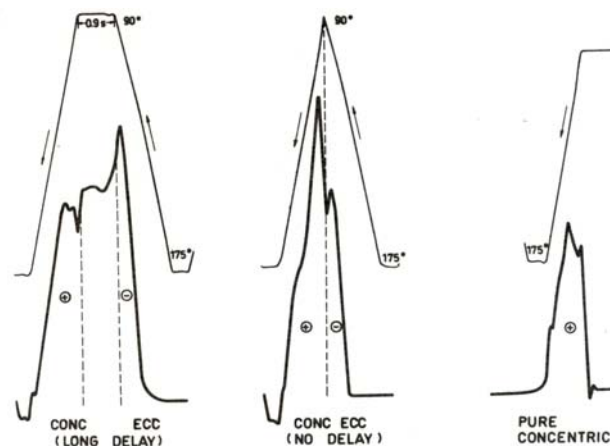


Abb. 2-2: Demonstration einer rein konzentrischen Kontraktion (rechts) sowie eines schnell (Mitte) und langsam (links) verlaufenden DVZ. Es ist zu beachten, dass die Kraftpotenzierung (jeweils mit + gekennzeichnet) am deutlichsten bei dem schnell verlaufenden DVZ ist. (Aus: KOMI 1985)

Sowohl die Speicherung der elastischen Energie als auch die Auslösung der Muskeldehnungsreflexe hängen von dem Einfluss bestimmter Faktoren ab. Im Kapitel 2.2 wird eine detaillierte Analyse und Darstellung dieser Faktoren vorgenommen.

Der DVZ in Bezug auf seinen zeitlichen Verlauf wird in einem schnellen und einem langsamen DVZ differenziert (dazu siehe Abb. 2-2).

Charakteristische Merkmale des schnellen DVZ sind die relativ kurzen zeitlichen Verläufe, die höheren Dehnungsgeschwindigkeiten, die kürzeren Übergangszeiten (coupling time) und die kurzen Winkelamplituden. Im Gegensatz dazu ist der langsame DVZ durch lange zeitliche Verläufe, niedrige Dehnungsgeschwindigkeiten, längere Übergangszeiten und lange Winkelamplituden gekennzeichnet. Der schnelle DVZ kommt bei sportlichen Bewegungsfertigkeiten wesentlich häufiger vor. Beispiele eines schnell ablaufenden DVZ sind der Drop Jump (DJ) mit Kontaktzeiten zwischen 130 bis 200 ms, der Sprint mit 100 bis 110 ms, der Weitsprung mit 120 ms und der Hochsprung mit 170 bis 180 ms (BÜHRLE 1989a; ZATSIORSKY 1997). Langsam ablaufende DVZ sind z.B. der Angriffsschlag im Volleyball mit Kontaktzeiten zwischen 300 und 360 ms (SCHMIDTBLEICHER et al. 1990), der Countermovement Jump (CMJ) mit 640 ms (BÜHRLE 1989b), der Block beim Volleyball und die Schlittensprünge mit 400 und 500 ms (BUBECK 2002).

Erzielte Leistungen durch Kontraktionsformen im DVZ werden oft als Leistungen des reaktiven Bewegungsverhaltens bestimmt, wobei SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1985) für das reaktive Bewegungsverhalten folgende Definition formulierten: „[...] **Als reaktives Bewegungsverhalten bezeichnet man die Fähigkeit des Organismus, aus einer abbremsenden (exzentrischen) Bewegung heraus in kürzester Zeit einen möglichst hohen konzentrischen Kraftstoß realisieren zu können.**“ (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1985, S. 271).

BÜHRLE (1989a, S. 319) gibt eine weitere Definition „ [...] **unter Reaktivkraft wird das Vermögen verstanden, bei einem schnellablaufenden DVZ einer Muskelschlinge einen hohen Kraftstoß realisieren zu können.**“

Durch diese beiden Definitionen kann nachvollzogen werden, dass nicht mit allen Bewegungsformen des DVZ eine Leistung im reaktiven Bewegungsverhalten erzielt wird. Der schnell verlaufende DVZ kann hauptsächlich als eine Kontraktionsform des reaktiven Bewegungsverhaltens betrachtet werden. Bei einem Vergleich zwischen DJ und CMJ betont BÜHRLE (1989a), dass der CMJ als eine Ausholbewegung angesehen werden kann, der DJ hingegen als reaktive Bewegungsform zu bezeichnen ist. Diese Unterscheidung der Bewegungsformen des DVZ ist von immenser Bedeutung hinsichtlich der Quantifizierung des reaktiven Bewegungsverhaltens. Besonders in der Vergangenheit wurde die Leistung des reaktiven Bewegungsverhaltens oft sehr unterschiedlich gewertet, was zu fehlerhaften Aussagen und Interpretationen über die eigentliche reaktive Leistungsfähigkeit und dementsprechend über die Trainierbarkeit dieser Fähigkeit führte. Über diese Thematik wird Genaueres im Kapitel 2.3 erläutert.

Für all diesen Aussagen einer höheren Effektivität der reaktiven Bewegungsformen sollen nach KOMI / GOLLHOFER (1997), KOMI (2000) folgende fundamentale Voraussetzungen erfüllt werden:

- Eine zeitliche gut getimte Voraktivierung der Muskulatur vor der exzentrischen Phase
- Eine kurze und schnelle exzentrische Phase
- Ein sofortiger Übergang (coupling time) von der Dehnung (exzentrische Phase) in die Verkürzung (konzentrische Phase)

2.2 Einflussfaktoren des Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)

Sowohl die Speicherung und Wiederbenutzung der elastischen Energie als auch die Auslösung des Muskeldehnungsreflexes wurden im Kapitel 2.1 als Ursachen des höheren Wirkungsgrades und des leistungspotenzierenden Effektes genannt. In den zwei nachfolgenden Kapiteln werden neben diesen beiden Ursachen noch eine Reihe von Faktoren analysiert, die unter anderem einen hohen Einfluss auf diese Hauptursachen ausüben und somit indirekt die Effektivität des reaktiven Bewegungsverhalten beeinflussen.

2.2.1. Die Eigenschaften des tendomuskulären Systems und ihr Beitrag zur Speicherung elastischer Energie

Zahlreiche Untersuchungen (ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN 1974a; BOSCO / KOMI 1979b; BOSCO 1982; BOSCO / PITTEA 1982; BOSCO et al. 1987; GOLLHOFER 1987; BELLI / BOSCO 1992) haben gezeigt, dass bei Vertikalsprüngen mit Ausholbewegung in der nachfolgenden konzentrischen Phase höhere Leistungen (Sprunghöhen) realisiert wurden als bei Sprüngen ohne Ausholbewegung. Die höhere Leistung bei den Sprüngen mit Ausholbewegung wurde von diesen Autoren mit der Speicherung von elastischer Energie während der Dehnung im tendomuskulären System und die Wiederverwendung dieser Energie während der nachfolgenden konzentrischen Phase erklärt.

Die Ansicht der Speicherung und Wiederbenutzung von elastischer Energie wird zwar von der Mehrheit der Wissenschaftler als Hauptursache des leistungspotenzierenden Effektes akzeptiert, ist aber für andere Forscher kein handfester Beweis, um den höheren Leistungsoutput bei Kontraktionen im DVZ gegenüber den reinen konzentrischen Kontraktionen zu erklären (BOBBERT et al. 1996; BARCLAY 1997; BIEWENER 1997; VAN INGEN SCHENAU et al. 1997a). Die Ursachen dieser differenzierten Meinungen liegen in erster Linie an den unterschiedlichen Untersuchungsansätzen und Forschungsdesigns, mit denen Bewegungen mit unterschiedlichen kinematischen und dynamischen Eigenschaften untersucht wurden. Ein weiterer Punkt liegt an der Tatsache, dass Kontraktionen im DVZ und besonders der Begriff Leistung im DVZ von Autor zu Autor sehr unterschiedlich verstanden werden und daher die Ergebnisse schwer vergleichbar sind (BUBECK 2002).

Das tendomuskuläre System besteht aus drei Komponenten: Neben den kontraktilen Komponenten, d.h. dem Aktomyosin-Komplex (CE), werden parallelelastische (PEK) und serienelastische (SEK) Komponenten unterschieden.

Die PEK bestehen unter anderem aus den Fasermembranen und Bindegewebsfascien und verhindern, dass die kontraktilen Filamente bei Dehnung im Ruhezustand auseinander gezogen werden, wobei neue Untersuchungsergebnisse die Ansicht sind, dass die Titinfilamente allein verantwortlich für das Zusammenhalten der Aktomyosinfilamente sind (weiter unten wird näheres über das Titin erwähnt). Die SEK sind in den Sehnen und vor allem in den Hälsen der Myosinköpfe lokalisiert (KOMI 1983a; GROSSER et al. 1987; HUIJING 1994b).

Zur Speicherung elastischer Energie kommen nach KOMI (1983a) die SEK in Betracht. Aus diesem Grund werden die Eigenschaften und ihr Beitrag an der Speicherung der elastischen Energie analysiert.

Die Sehnen zeichnen sich von einer sehr hohen Bruchfestigkeit aus. Sie können bis zu 10% ihrer Ruhe- Länge gedehnt werden, bevor sie zerreißen (YAMADA 1970; ALEXANDER / BENNET-CLARK 1977). Bei der Anwendung hoher Kräfte erfahren die Sehnen eine prozentual geringe Längenänderung (siehe dazu Abb. 2-3) was bedeutet, dass die Sehnen in der Lage sind, elastische Energie zu speichern. Nach HUIJING (1994b) können größere Energiemengen nur dann gespeichert werden, wenn die Sehne unter großer Krafteinwirkung gedehnt wird. In der Realität können solche Verhältnisse dann auftreten, wenn der Muskel exzentrische Arbeit leistet. Die wichtige Rolle der Sehnen zur Speicherung elastischer Energie beweisen zudem experimentelle Untersuchungen an Tieren (ALEXANDER & BENNET-CLARK 1977; MORGAN et al. 1978). MORGAN et al. (1978) bewiesen, dass lange Sehnen zu einer geringeren Hysterese und damit zu einem geringeren Energieverlust während des Bewegungszyklus führen. Ein weiterer Punkt ist die positive Beziehung zwischen der Dehnungsgeschwindigkeit und der Effizienz der Sehne (Energiespeicherung), d.h. je höher die Dehnungsgeschwindigkeit, desto höher die Energiespeicherung und dementsprechend höher ist die Effizienz der Sehnen.

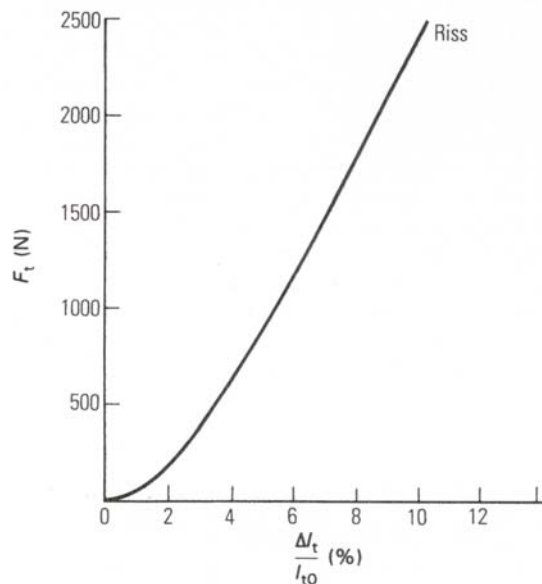


Abb. 2-3: Längen –Spannungskurve einer Sehne. (Aus: HUIJING 1994b)

Bei experimentellen Untersuchungen an isolierten Muskelpräparaten konnte nachgewiesen werden, dass, wenn ein tetanisch kontrahierter Muskel vorgedehnt wird, dieser Muskel sein mechanisches Output während der konzentrischen Phase erhöht (NICHOLS / HOUK 1976). Diese Eigenschaft der kontrahierten Muskelfaser, auf eine Dehnung mit einem initialen Spannungsanstieg zu reagieren, wird als „**short range elastic stiffness**“ (SRES) definiert (FLITNEY / HIRST 1978a; 1978b; MORGAN et al. 1978; GOUBEL 1987). Der Nachweis der SRES kann anhand der Kraft– Längenänderungskurven einer isolierten Muskelfaser dargestellt werden (vgl. Abb. 2-4).

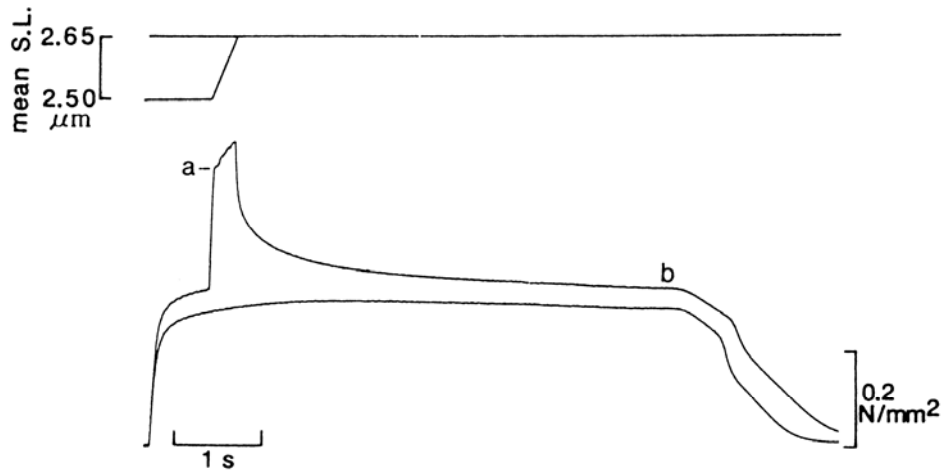


Abb. 2-4: Kraft- und Längenänderungskurven einer isolierten Froschmuskelfaser während einer tetanischen Kontraktion

Die Dehnung erfolgte von 2,50 μm bis auf 2,65 μm (oberer Teil der Abbildung). In der Abbildung (a) bedeutet die plötzliche Krafterhöhung während der Dehnung, (b) zeigt die zurückbleibende Krafterhöhung nach der Dehnung. Dieser Vorgang ist bei optimalen Sarkomerlängen zu beobachten.

(Aus: EDMAN und TSUCHIYA 1996 in EDMAN 1997).

Nach NICHOLS / HOUK (1976) ist die SRES stark von der Dehnungsgeschwindigkeit abhängig. Sie steigt im Bereich der getesteten Dehnungsgeschwindigkeiten mit deren Zunahme linear an. Die SRES wirkt bis zu einer gewissen Dehnungsamplitude. Bei Überschreitung dieser Amplitude geht die Wirkung der SRES verloren. In der Literatur werden Amplituden zwischen 1% und 4% angegeben (FLITNEY / HIRST 1978a; 1978b). In Bezug auf den menschlichen m. gastrocnemius beträgt die SRES bei Längenänderungen ca. 3 mm und bei m. quadriceps femoris ca. 4 – 5 mm (GOLLHOFER 1987).

Nach Angaben von GOLLHOFER (1993) und KOMI (2000) betragen bei Tiefsprüngen und Laufen mit mittlerer Laufgeschwindigkeit die Längenänderungen im tendomuskulären System 6-8% bzw. 6-7% während der exzentrischen Phase und liegen damit im Bereich der SRES.

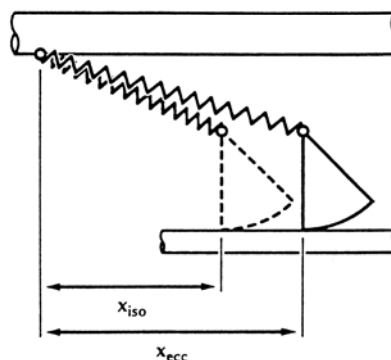


Abb. 2-5: Schematische Darstellung von zwei Querbrücken in Bezug auf das Querbrückenmodell von HUXLEY und SIMONS (1971). x_{iso} und x_{ecc} stellen schematisch die Entfernung der Bindungsstelle des dicken (Myosin) und dünnen (Aktin) Filaments unter jeweils isometrischen und exzentrischen Bedingungen dar. (Aus: HERZOG 1997)

Die in der Literatur angegebenen Werte von 1-4% sind nach Ansicht von KOMI (2000) bei In-vitro-Versuchen berechnet. Beim intakten tendomuskulären System in vivo beträgt die Längenänderung mehr als 4% (6-8%), weil die Elastizität der in Serie geschalteten Komponenten und die Muskelgeometrie mit in die Berechnung einbezogen werden.

Bei kurzen Dehnungsamplituden wird die SRES optimal entfaltet und der Querbrücken-Zyklus kann seine Effektivität erhöhen. Nach HERZOG (1997) können die Querbrücken durch ihre Aktivität Elastizität erzeugen. Aktin und evtl. Myosin verfügen über eine beträchtliche Elastizität (vgl. Abb. 2-5).

Bei exzentrischen Kontraktionen werden die gebildeten Querbrücken gedehnt und erfahren eine Längenänderung, wobei erwartet wird, dass bei einer solchen Kontraktion das Arbeitspotential des Muskels größer wird als bei einer isometrischen Kontraktion. Die Entfernung der Bindungsstellen zwischen Aktin und Myosin kann bis zu einer gewissen Grenze als positiv angesehen werden. Bei einer übermäßigen Verlängerung der Querbrücken nimmt die Sarkomerlänge zu, wobei die Muskelspannung sich verringert (vgl. Abb. 2-6).

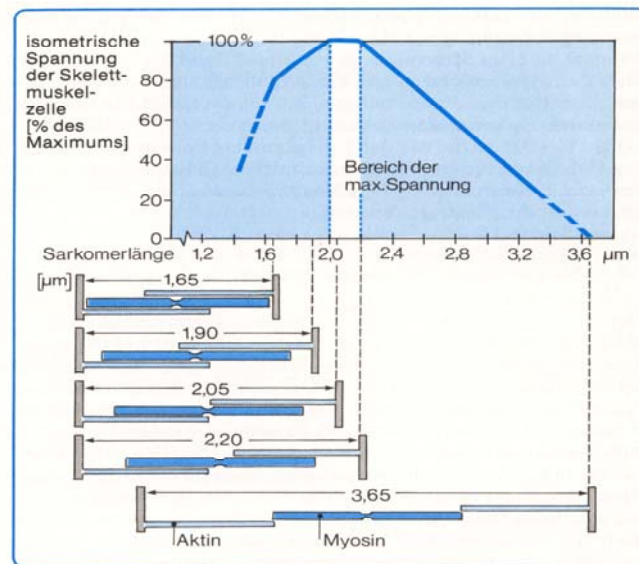


Abb. 2-6: Bereich der maximalen Muskelspannung in Abhängigkeit von der Sarkomerlänge zu Beginn der Kontraktion. (Aus: MARKWORTH 1997)

Nach GREGOR (1993), EDMAN (1994), MARKWORTH (1997), RÜEGG (2000) können die Muskeln ihre größte aktive Spannung dann entwickeln, wenn ihre Sarkomere eine Länge von ca. 2,0 bis 2,2 µm erreicht haben. WIEMANN / KLEE (2000) dagegen behaupten, dass die optimale Überlappung der Aktomyosinfilamente (und damit der Bereich der größten aktiven Spannung) bei einer Sarkomerlänge zwischen 2,47 und 2,81 µm liegt. KLEE (2003) in Anlehnung an LINKE et al. (1996) erwähnt, dass verschiedene Muskeln unterschiedliche Werte hinsichtlich der Ruhelänge, der Länge der größten aktiven Spannung und des Bereichs, an dem sich die Ruhespannungs-Dehnungskurve abflacht, vorweisen können. Nach KLEE (2003) liegt die größte aktive Spannung in einem Bereich von ca. 3,5 µm. Diese Angaben basieren allerdings in der Regel auf In-vitro-Untersuchungen und es ist fraglich, ob sie überhaupt dem physiologischen Bereich entsprechen. Fakt ist, dass ab einer Sarkomerlänge von ca. 3,5 µm die Myofibrillen keine aktive Kraft mehr entwickeln können (RÜEGG 2000; KLEE 2003). Im Bereich der größten aktiven Spannung ist die Überlappung der Aktomyosinfilamente optimal, d.h. es

sind mehr Querbrückenbindungen vorhanden und damit eine höhere Kraftentwicklung möglich. Die obengenannten Angaben beziehen sich auf experimentelle Untersuchungen bei isolierten Muskelpräparaten. Bei Bewegungsabläufen im DVZ ist allerdings nicht bekannt, welche Länge die einzelnen Sarkomere erreichen. Da bei Kontraktionen im DVZ sehr hohe Kräfte entwickelt werden, erreichen die Sarkomere vermutlich ihre optimale Länge.

Nach GOLDSPINK (1994) ist sowohl die maximal mögliche Kraft wie auch die Kontraktionsgeschwindigkeit eines Muskels von der Zahl der Querbrückenbindungen abhängig, die zwischen Aktin und Myosin eingegangen werden. Eine ähnliche Position unterstützten auch FLITNEY und HIRST (1978b) sowie GREGOR (1993). FLITNEY und HIRST behaupten dass, wenn die Aktomyosinfilamente die 11-12 nm Grenze überschreiten, die Verbindungen der Querbrücken abgetrennt werden und die Sarkomerstiffness rapide absinkt. Die Konsequenz ist dann die Senkung der Spannung. Nachdem die erzeugte Kraft vom Dehnungswiderstand und der Spannung der Querbrücken abhängig ist, ist dann eine übermäßige Verlängerung der Sarkomerlänge mit einer Herabsetzung der Muskelstiffness und somit mit der Reduktion der Kraft verbunden. GREGOR (1993) behauptet, dass die Stiffness der Muskelfasern von der Filamentenüberlappung und der Befestigung der Querbrücken durch die Muskelaktivität abhängig ist. Die Regulation der Stiffness kann sowohl durch ein Kraftfeedback als auch durch ein Längenfeedback erreicht werden. Daher ist anzunehmen, dass die Muskelstiffness eine entscheidende Rolle für die Erzeugung und Aufrechterhaltung hoher Kraftbeträge spielt.

Nach GOUBEL (1987) können bei Kontraktionen im DVZ Querbrücken während der Dehnungsphase Energie speichern. Die gespeicherte Energie bei den Querbrücken steht in der nachfolgenden konzentrischen Kontraktion zur Verfügung, wenn die Querbrücken befestigt bleiben. In dem Fall, dass sich die Querbrücken abtrennen, geht die gespeicherte Energie als Wärme verloren. GOUBEL (1997) betont weiter, dass je kürzer die Kopplungszeiten sind desto größer die Freigabe der potentiellen Energie während der konzentrischen Phase ist. Die Kopplungszeit wird folgendermaßen definiert:

„[...] The coupling time (i.e., the time delay between stretching and shortening) is important to the "efficiency" of the SSC. Stored energy can be dissipated into heat if the coupling time is not sufficiently short. Furthermore, part of the potential energy is stored in cross-bridges as long as they remain in the attached state. Then, it can be hypothesized that a coupling time shorter than the cross-bridge lifetime will lead to a better utilization of the potential energy.”

(GOUBEL 1997, S. 440).

Nach Angaben von CURTIN et al. (1974) beträgt die durchschnittliche Zyklusdauer bei konzentrischen Kontraktionen etwa 120 ms, bei isometrischen etwa 340 ms und die Kontaktzeit der Querbrücken 27% der gesamten Zyklusdauer. Bei höheren Verkürzungsgeschwindigkeiten treten nach STIENEN et al. (1978) und FRICK (1993) in Anlehnung an HUXLEY (1979) kürzere Kontaktzeiten der Querbrücken auf (15 ms bzw. 5 ms).

Aufgrund dieser Angaben fordert FRICK (1993), dass der DVZ in möglichst kurzer Zeit (≤ 100 ms) mit möglichst kurzen Muskeländerungen ($\leq 3 - 5$ mm je nach Muskel) und hohen Dehnungsgeschwindigkeiten absolviert werden sollte, damit die SRES entscheidend zur elastischen Potenzierung beiträgt. Aus diesen Angaben lässt sich folgern, dass für eine hohe reaktive Leistung nicht nur die Sprunghöhe der wichtigste Parameter ist, sondern auch der zeitliche Faktor eine entscheidende Rolle spielt.

Ob die Muskulatur elastische Energie speichern kann, wird noch kontrovers diskutiert. Eine Reihe von Autoren behauptet, dass die Muskeln keine ausreichende elastische Energie speichern können (ALEXANDER / BENNET-CLARK 1977; MORGAN et al. 1978; ALEXANDER 1997). HUIJING (1994a;) in Anlehnung an ETTEMA / HUIJING (1990) erwähnt, dass 85% der elastischen Längenänderungen im Bindegewebe und nur 15% innerhalb der Muskelfasern erfolgen. Dagegen behaupten KOMI (1983a), NOTH (1985), GOUBEL (1987), HERZOG (1997) in Bezug auf die elastischen Eigenschaften der Muskeln, dass auch bei den Querbrücken erhebliche Energiebeträge gespeichert werden können. Die Ansicht, dass die Querbrücken eine beträchtliche Elastizität besitzen sowie die Möglichkeit hohe energetische Beiträge zu speichern, wird durch neue Untersuchungen über die Muskelstruktur gestützt. Diese Untersuchungen besagen, dass das Sarkomer nicht nur aus zwei, sondern aus drei Filamente besteht. Neben der Aktin- und Myosinfilamente kommen die Titinfilamente hinzu (LINKE 2000). Erste Angaben über das Titin (auch als Connectin bekannt) wurden nach FÜRST (1999) Ende der 70er Jahre bei den Arbeiten von MARUYAMA et al. (1977) und WANG et al. (1979) gemacht. Seitdem wurden zahlreiche Untersuchungen durchgeführt. Besonders in den letzten Jahren, durch die Verwendung hochentwickelter technologischer Methoden (Gelelektrophorese, Immunfluoreszenzmikroskopie, Laserpinzetten), konnten viele Erkenntnisse über die Struktur und Funktion der Titinfilamente gewonnen werden.

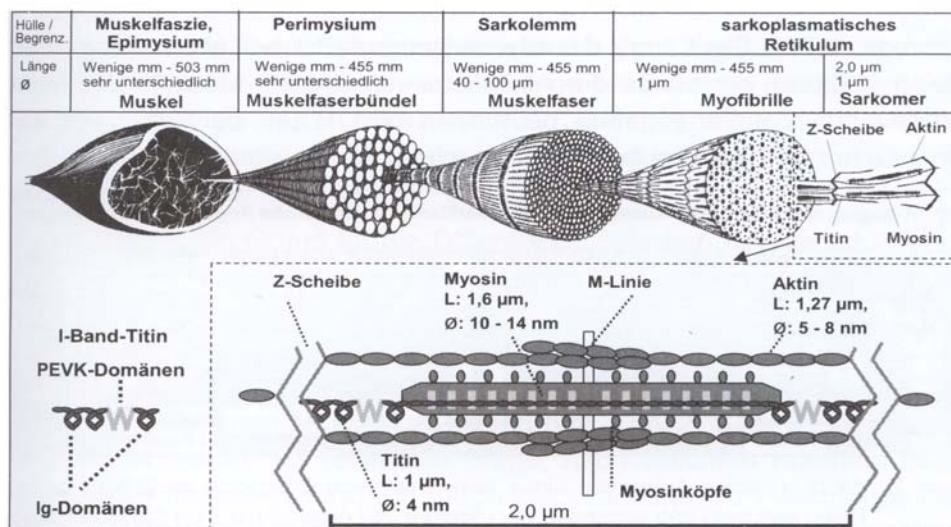


Abb. 2-7: Oben: Der Aufbau eines Muskels. Unten: Die schematische Darstellung der Struktur eines Sarkomers. (Aus: KLEE 2003)

Die Struktur des Titins

Titin hat ein Molekulargewicht von 3- (kardiales Titin) bis 3,7 Megadalton (Titin des m. soleus). Zum Vergleich Aktin hat ein Molekulargewicht von 0,042 Megadalton und Myosin von 0,205 Megadalton (KLEE 2003). Ein Titinfilament besteht aus einem einzigen Titinmolekül und erstreckt sich im ruhenden, ungedehnten Muskel mit einer Länge von 1 µm über ein Halbsarkomer und verbindet so die Z-Scheibe mit der M-Linie (vgl. Abb. 2-7 und 2-8). Das Titinmolekül setzt sich aus ca. 30000 Aminosäu-

ren zusammen, die sich zu etwa 300 Immunglobulinartigen² (Ig-) Domänen³ und Fibronectin⁴- Typ III- (FN3) Domänen anordnen und jeweils rund 100 Aminosäuren aufweisen. Beide Domänen machen 90% der Titinmasse aus, wobei beide annähernd globuläre Struktur besitzen. Die restlichen 10% bestehen aus nicht-globulären Abschnitten. Jede Immunglobulin-Domäne zeigt im gefalteten Zustand eine Länge von 4 nm und einen Durchmesser von 2,5 nm, im ungefalteten Zustand erstreckt sie sich über eine Länge von 30 nm. Die FN3-Domänen kommen nur im Titin des A-Bandes und nicht im I-Band vor. Etwa 65% der Länge vom A-Band sind durch FN3- und 30% durch Ig-Domänen gestaltet (TSKHOVREBOVA / TRINICK 2002). Der Abschnitt des Titins in I-Band Region besteht aus zwei großen Blöcken von Ig-Domänen, die von einem Abschnitt unterbrochen sind, in dem die Aminosäuren Prolin (P), Glutamat (E), Valin (V) und Lysin (K) ungewöhnlich zahlreich auftreten (daher die Bezeichnung PEVK Region) (FÜRST 1999).

Die Anzahl der Titinfilamente pro Myosinfilament im halben Sarkomer beträgt nach den bisherigen Literaturerkenntnissen zwischen drei und sechs. Die überwiegende Zahl der neueren Untersuchungen geht jedoch von 3 Titinfilamenten aus (KLEE 2003).

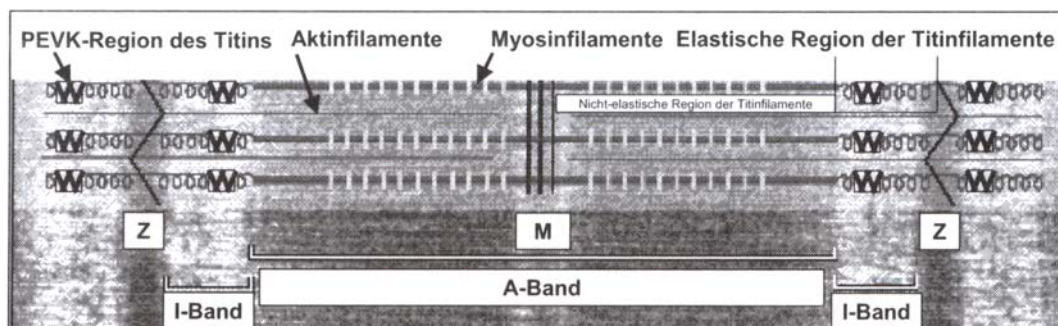


Abb. 2-8: Darstellung einer mikroskopischen Aufnahme eines Sarkomers von Z-Scheibe zu Z-Scheibe. Dazu sind noch Teile von zwei angrenzenden Sarkomeren im Längsschnitt abgebildet. Das Sarkomer befindet sich im Zustand der Ruhelänge (2,2 μm). Das A-Band im oberen Bereich der Abbildung ist zur besseren Darstellung der schematisierten Strukturen blass gehalten. Das Titin im A-Band ist mit dem Myosin verbunden (senkrechte helle Striche). Dieser Bereich des Titins zeigt keine elastischen Eigenschaften. Das Titin im I-Band Bereich und besonders der PEVK-Abschnitt ist hingegen sehr elastisch. Z: Z-Scheibe, M: M-Scheibe. (Aus: KLEE 2003).

Die Rolle des Titins in der Sarkomerfunktion

Das Titin ist für die Elastizität des Muskels sowie für die Struktur des endosarkomeres Zytoskelett zuständig (WATERMAN-STORER 1991).

Der in dem I-Band gelegene Teil des Titins zeigt eine erhebliche Elastizität und kann bis zu zwei Mal verlängert oder verkürzt (auf reversibler Weise) werden (TSKHOVREBOVA / TRINICK 2002).

² Immunglobuline (Abkürzung: Ig): Bezeichnung für alle Proteine, die in der Regel Antikörper-Eigenschaften besitzen (KENT / ROST 1996).

³ Eine Domäne ist eine (relativ) unabhängige Region eines Proteins. In einigen Fällen nimmt dieser betreffende Teil seine Konformation unabhängig vom Rest der Polypeptidkette an. Einige globuläre Proteine bestehen aus abgegrenzten Domänen, die durch „Spalten“ getrennt sind (KLEE 2003 in Anlehnung an LEWIN 1998).

⁴ Fibronectin: ... aus zwei durch Disulfidbrücken miteinander verbundenen Polypeptidketten bestehendes Proteaseempfindliches Glykoprotein (KLEE 2003 in Anlehnung an PSCHYREMBEL 1986).

Nach KLEE (2003) in Anlehnung an KELLERMAYER et al. (1997) erfährt zuerst der Bereich der PEVK-Region (nicht globulärer Abschnitt) eine Längenänderung. Bei einer höheren Zugkraft kann es auch zu einem Entfalten der Ig-Domänen kommen. Da die Entfaltung der Tandem-Ig-Domänen ab einer Sarkomerlänge von 3,5 μm stattfindet, stellt sich die Frage, ob die Dehnung der Ig-Domänen den physiologischen Bereich entspricht. Aus den bisherigen Untersuchungen ist ersichtlich, dass die Dehnung des Ig-Bereichs nicht dem physiologischen Bereich entspricht (KLEE 2003 in Anlehnung an GOULDING et al. 1997 und LINKE et al. 1998a). Die Längenerhöhung des I-Band-Titins korreliert mit der Zunahme der Dehnungsspannung. Somit funktioniert dieser Bereich des Titins wie eine molekulare Feder, die Spannung während der Dehnung erzeugt (LINDSTEDT et al. 2002). Nach KLEE (2003) in Anlehnung an LINKE (1998) sind die Titinfilamente vor allem für die passive Kraftentwicklung bei Dehnung relaxierter Muskeln verantwortlich.

Untersuchungsergebnisse zeigen, dass das Titin im Bereich des gesamten A-Bandes mit den dicken Filamenten fest verknüpft ist (FÜRST 1999). Da die Myosinfilamente und folglich der gesamte A-Band-Bereich eine konstante Länge von 1,6 μm haben (RÜEGG 2000), ist das Titin in diesem Bereich nicht dehnbar und hat somit eine wichtige Stabilisierungs- und Strukturfunktion. Nach LINKE (2000) kann das Titin als ein "molekulares Lineal" gesehen werden, das die äußerst konstante Länge der Myosinfilamente im Sarkomer vorgibt (Titin ist auch für die zentrale Position des Myosins im Sarkomer zuständig). Im Symmetriezentrum des Sarkomers, der M-Linie, treffen die Titinmoleküle der beiden Sarkomerhälften aufeinander. Ähnlich wie in der Z-Scheibe kommt es auch hier zur Überlappung der Titinmoleküle und aufgrund der starken Verankerung der Titinfilamente mit der M-Linie und der Z-Scheibe wird das gesamte Sarkomer zusammen gehalten, auch wenn es durch äußere Kräfte so stark gedehnt wird, dass sich die Myosin- und Aktinfilamente nicht mehr überlappen.

Für die physiologisch relevante Dehnbarkeit des Titins sind in erster Linie wie schon erwähnt die Abschnitte der PEVK-Region (nicht-globuläre Abschnitte) verantwortlich. Die Besonderheit dieser Abschnitte liegt damit, dass sie in verschiedenen Muskeltypen in unterschiedlicher Länge vorkommen (LINKE 2000). Als Beispiel können hier der Herz- und der Skelettmuskel erwähnt werden. Das Titin des Herzmuskels enthält kurze Abschnitte und eine höhere Steifness, dagegen die Skelettmuskeln längere Abschnitte und eine niedrige Steifness (LINKE 2000; LINDSTEDT et al. 2002). Andere Autoren stellten Unterschiede auch zwischen den FT- und ST-Fasertypen fest (WATERMAN-STORER 1991). Nach WATERMAN-STORER (1991) enthalten FT-Muskelfaser eine höhere Menge von Titin und sind deshalb elastischer als die ST-Muskelfasern.

An dieser Stelle sollte noch erwähnt werden, dass neben Titin auch andere Proteine bei der Zusammenhaltung sowohl des Sarkomers als auch der Myofibrillen beteiligt sind. Nach WATERMAN-STORER (1991) haben Desmin, Vimentin und Synemin die Aufgabe, die Z-Scheiben miteinander zu verbinden und so die Bindung zwischen den Sarkomeren sowohl in der Längsachse als auch in der Querachse zu erhalten. Nebulin sorgt für die Verankerung der Aktinfilamente an der Z-Scheibe (TRAPPE et al. 2002). Sind die Bindungseigenschaften der Sarkomerproteine verändert, kann es zu dramatischen Störungen der Muskelfunktion kommen (WATERMAN-STORER 1991; LINKE 2000).

Trotz der zahlreichen Untersuchungsergebnisse bleiben über die Muskelstruktur und besonders über die Funktion und Rolle des Titins einige Fragen offen. Vor allem aus der Sicht der Kontraktionen im DVZ ist es von immenser Bedeutung, ob Titin allein für die Muskelsteifness verantwortlich ist, oder

inwiefern die Titinmoleküle infolge ihrer elastischen Eigenschaften in der Lage sind, bei Kontraktionen im DVZ elastische Energie zu speichern. Ein weiterer wichtiger Aspekt wäre, ob die Titinmoleküle unter dem Einfluss trainingsbedingter Adaptationsmechanismen stehen.

Zur Beantwortung dieser Fragen sind weitere Untersuchungen notwendig, die vor allem eine enge Zusammenarbeit zwischen den Molekularbiologen und Sportwissenschaftlern erfordern.

Da die Muskeln und die Sehnen bei den sportlichen Aktivitäten nicht isoliert betrachtet werden sollten, ist es notwendig beide Teile als eine Einheit zu betrachten. HUIJING (1994b), ausgehend von der engen Beziehung zwischen Sehnen und Muskeln erwähnt, dass die Sehne als Energiespeicher betrachtet werden kann, allerdings nur, wenn von der Muskelfaser hohe Bewegungsgeschwindigkeiten bzw. Leistungen erbracht werden. Er betont weiterhin: „[...] *Die Ergebnisse experimenteller Untersuchungen zur Frage der Elastizität von extramuskulären Sehnen beschreiben die elastischen Eigenschaften des gesamten Muskel-Sehnenkomplexes nur unvollständig, da die meisten Muskeln intramuskuläre Sehnenplatten (Aponeurosen) enthalten.*“ (HUIJING 1994b, S. 158).

GREGOR (1993) in Anlehnung an ZAJAC (1989) bemerkt, dass die Funktion der Muskeln und der Sehnen nicht getrennt betrachtet, sondern beide Teile als eine Einheit gesehen werden sollen. Auch KOMI (2000) stimmt hinsichtlich der Längenänderung des tendomuskulären Systems der Behauptung von GREGOR (1993) zu. HUIJING (2000) betont zudem, dass das intramuskuläre Bindegewebe mit dem extramuskulären verbunden ist. HUIJING (2000) konnte belegen, dass die Kraft von dem extramuskulären Bindegewebe direkt an andere Muskeln übertragen wird.

Daher sollte eine Abtrennung zwischen Sehnen und Muskulatur in Bezug auf die Speicherung und Wiederbenutzung von elastischer Energie vermieden werden.

Nach ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974a; 1974b), AURA / KOMI (1986a), BOSCO et al. (1981), GOUBEL (1987), BELLI / BOSCO (1992), GREGOR (1993) hängt die Fähigkeit, gespeicherte Energie wieder zu benutzen, von drei Faktoren ab:

- **der Kopplungszeit.** Es gibt keine konkreten Angaben, wie kurz diese Zeit sein soll. Es gilt jedoch: je kürzer die Zeit, desto weniger elastische Energie kann verloren gehen (Erhöhung des Leistungsoutput während der konzentrischen Phase);
- **der Dehnungsbelastung und/oder Dehnungsamplitude.** Wenn die Dehnungsbelastung des Muskels zu groß ist, dann bleiben weniger Querbrücken wegen der starken Dehnungsbelastung befestigt. Diese Tatsache hätte dann zur Folge, dass weniger elastische Energie in den Querbrücken gespeichert werden kann;
- **der Dehnungsgeschwindigkeit.** Bei hohen Dehnungsgeschwindigkeiten und niedrigen Dehnungsamplituden reagiert der Muskel mit einem initialen hohen Kraftanstieg (SRES). Die Steifness des tendomuskulären Systems kann mit der Erhöhung der Dehnungsgeschwindigkeit gesteigert werden (GOUBEL 1987). Hohe Muskelsteifness trägt zur Speicherung höherer Energiebeträge bei.

Der leistungspotenzierende Effekt der Kontraktionen im DVZ liegt bei manchen Autoren nicht an der Speicherung und Wiederbenutzung der elastischen Energie, sondern an der Tatsache, dass bei Kontraktionen im DVZ mehr Zeit vor dem Beginn der konzentrischen Phase zur Verfügung steht. Daher kann die nachfolgende konzentrische Phase aus einem höheren Aktivierungsniveau durchgeführt werden (BOBBERT et al. 1996; BIEWENER 1997; VAN INGEN SCHENAU et al. 1997a; 1997b). Nach

experimentellen Untersuchungen, welche den Squat Jump (SJ) mit den Countermovement Jump (CMJ) verglichen haben, zeigten BOBBERT et al. (1996), VAN INGEN SCHENAU et al. (1997a; 1997b), dass die höhere Leistung (Sprunghöhe) des CMJ im Vergleich zum SJ nicht an der Speicherung elastischer Energie, sondern an der zur Verfügung stehenden Zeit liegt. Sie behaupten, dass beim SJ die Kraftentwicklung mit der Verkürzung der Muskulatur (d.h. mit Beginn der Extensionsphase) beginnt. Im Gegensatz dazu hat sich die Kraft bei den CMJ schon vor der Extensionsphase entwickelt. Dies bedeutet, dass beim CMJ ein erheblich höherer Kraftbetrag vor dem Absprung vorhanden ist. Dieser Vorgang kann nach Ansicht dieser Autoren die Leistungsunterschiede zwischen beiden Sprungformen ausreichend erklären. Unter diesem Aspekt haben WILSON et al. (1994) gezeigt, dass der Kraftanstieg (rate of force development) für die athletische Leistungsfähigkeit eine wichtigere Rolle spielt als die Speicherung von Energie. Das höhere Aktivierungsniveau bei Kontraktionen im DVZ vor dem Beginn der konzentrischen Phase bestätigt BOSCO (1997) nach eigenen experimentellen Untersuchungen im Jahre 1987.

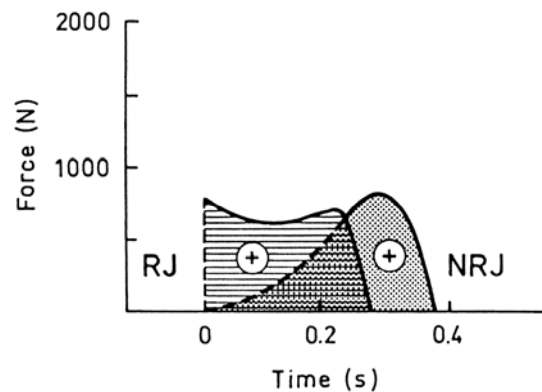


Abb. 2-9: Bodenreaktionskräfte, die bei Sprüngen mit (RJ) und ohne (NRJ) Ausholbewegung entnommen wurden. Die Abbildung zeigt den Beginn der konzentrischen Arbeitsweise. Bei RJ ist zu Beginn der konzentrischen Phase ein sehr hohes Krafniveau vorhanden. Dagegen steigt bei NRJ die Kraft langsam an und benötigt mehr Zeit bis zu ihrem Maximum. (Aus: BOSCO et al. 1987 in BOSCO 1997).

In der Abb. 2-9 ist dieser Unterschied zwischen Sprungformen mit und ohne Ausholbewegung (rebound Jumps und no-rebound Jumps) zu sehen. Die höhere mechanische Effizienz bei Kontraktionen im DVZ liegt nach BOSCO (1997) auch an der Tatsache, dass zur Gestaltung der konzentrischen Phase kürzere Zeiten als bei rein konzentrischen Kontraktionen benötigt werden. Dieser Unterschied ist graphisch in Abb. 2-10 dargestellt.

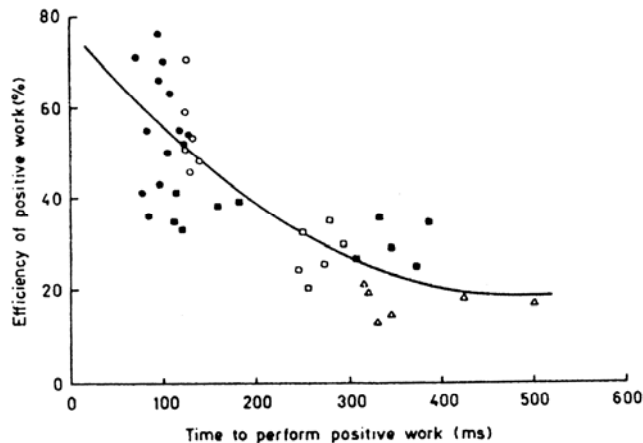


Abb. 2-10: Die Darstellung der Werte der mechanischen Effizienz aus unterschiedlichen Studien. Die mechanische Effizienz wird als die positive Arbeit im Zusammenhang mit der benötigten Zeit angegeben.

In der Abbildung bedeuten die Symbole ●: Laufen (aus ITO et al. 1983), ○: Laufen (aus BOSCO et al. 1987), □: Sprünge mit Ausholbewegung (aus BOSCO et al. 1987), ■: Sprünge mit Ausholbewegung (aus BOSCO et al. 1982a), △: Sprünge ohne Ausholbewegung (aus BOSCO et al. 1987). (Aus: BOSCO et al. 1987 in BOSCO 1997).

Die oben genannten Erkenntnisse beruhen auf Vergleichen zwischen konzentrischen Kontraktionen (SJ) und Kontraktionen mit einem langsam verlaufenden DVZ (CMJ). Das ist auch der Grund, dass VAN INGEN SCHENAU et al. (1997a) Einflussfaktoren wie die Speicherung und Wiederbenutzung von elastischer Energie, die Potenzierung des kontraktilen Apparates und die Reflexaktivität beim Vergleich zwischen SJ und CMJ ausschließen. Des weiteren betonen VAN INGEN SCHENAU et al. (1997b), dass bei schnellen Kontraktionsformen im DVZ - wie beim DJ - für die hohe Kraftentwicklung außer der Voraktivierung noch andere Faktoren eine Rolle spielen können. Solche Faktoren sind die schnellen und kurzen Dehnungsphasen bei einer sehr kurzen Zeit und die kurzen Kopplungszeiten. So kann der entsprechend große Betrag an gespeicherter elastischer Energie bei der Verkürzungsphase wiederbenutzt werden.

2.2.2. Der Beitrag der neuronalen Faktoren auf die Leistung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)

Bewegungsformen im DVZ und besonders Abläufe mit einem schnell verlaufenden DVZ stellen sehr hohe Anforderungen an den Bewegungsapparat. Zur Realisierung hoher reaktiver Leistungen ist neben einem gut entwickelten und angepassten Stütz- und Bewegungsapparat der Einfluss der neuronalen Faktoren von besonderer Bedeutung. Nur durch einen hohen und gut getimten neuromuskulären Einsatz ist es möglich, hohe reaktive Leistungen zu erzielen (NEUBERT 1999). Zu diesem Entschluss kommen auch KYRÖLÄINEN et al. (1997). Die sehr hohen Bodenreaktionskräfte, die sie bei einer Untersuchung im Dreisprung gemessen haben, konnten sie durch den hohen neuromuskulären Einsatz definieren.

Als leistungsbestimmende Parameter für einen effektiven, schnell verlaufenden DVZ lassen sich folgende neuronale Aspekte ableiten:

- ✓ Die Vorinnervation

- ✓ Die Reflexaktivität
- ✓ Inter- und intramuskuläre Koordination

Im vorliegenden Kapitel werden die ersten beiden Aspekte analysiert und diskutiert. Der Aspekt der inter- und intramuskulären Koordination wird im Kapitel 4 detailliert erörtert.

Die Vorinnervation und ihre Bedeutung für die reaktive Leistungsfähigkeit

Bei der Betrachtung des EMG-Musters bei Kontraktionen im DVZ ist festzustellen, dass unmittelbar vor dem Aufprall auf der Landungsfläche eine hohe Innervationsaktivität bei der Arbeitsmuskulatur zu sehen ist (vgl. Abb. 3-12 im Kapitel 3 und Abb. 4-3 im Kapitel 4). Nach GOLLHOFER (1987) in Anlehnung an KORNHUBER (1971) wurde nachgewiesen, dass ca. 800 ms vor einer willkürlichen Bewegung ein sogenanntes Bereitschaftspotential verteilt über den gesamten Schädel auftritt. Dieses Bereitschaftspotential wird mit einigen Prozessen in Verbindung gebracht, die der Erweiterung eines Bewegungsprogramms aus dem Motorcortex vorausgehen (GOLLHOFER 1987 in Anlehnung an DEEKE et al. 1969).

Nach der Ansicht einiger Autoren scheint die Vorinnervation Bestandteil eines festen Programms zu sein, das von spinalen und supraspinalen Zentren ausgelöst wird (MELVILL JONES / WATT 1971; GREENWOOD / HOPKINS 1976b; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b). Kontraktionen mit einem schnell verlaufenden DVZ (Bewegungszeit ca. 200 ms wie z.B. DJ) sollten daher als geschlossene Fertigkeiten angesehen werden, da das entsprechende Bewegungsprogramm, bereits vor dem Auftreffen der Beine auf dem Boden, fertig programmiert vorliegen muss (GOLLHOFER 1993).

Die Vorinnervation bei Kontraktionen im DVZ hat zwei Hauptaufgaben zu bewältigen:

Als Erstes sorgt sie für die Bereitstellung einer optimalen Muskelstiffness zum Zeitpunkt des Beginns der exzentrischen Arbeitsweise. Das kann zu einer Erhaltung der Verbindungen der Querbrücken (FLITNEY / HIRST 1978b; GREGOR 1993) und dadurch zur Erzeugung und Aufrechterhaltung hoher Kraftbeträge sowie zur Speicherung elastischer Energie führen (DYHRE-POULSEN et al. 1991; HERZOG 1997; BRÜGGEMANN et al. 2000).

Als Zweites verursacht die Vorinnervation durch die Koaktivierung der α - und γ -Fasern, eine Sensibilisierung der Muskelspindeln auf die aktuelle Muskellänge (dazu siehe FRICK 1993; BUBECK 2002 in Anlehnung an BURKE et al. 1978)). Diese Koaktivierung sorgt für eine optimale Einstellung des tendomuskulären Systems auf die bevorstehende Belastung. Dadurch wird einerseits für eine optimale Sensibilisierung der Muskelspindeln und andererseits für die Bildung einer Innervationsbasis gesorgt, in welche die späteren Reflexbeiträge integriert werden können (DIETZ et al. 1981; GOLLHOFER 1993). Dabei kann anhand von Untersuchungsergebnissen festgestellt werden, dass zwischen der Vorinnervation und der Reflexaktivität enge Zusammenhänge bestehen (GOTTLIEB / AGARWAL 1979; DIETZ et al. 1981; HORITA et al. 1996; AVELA / KOMI 1998a; BUBECK 2002 in Anlehnung an GREGORY et al. 1998).

Als Fazit kann angenommen werden, dass die durch die Vorinnervation verursachte hohe Stiffness zu einer höheren Effektivität der Kontraktionen im DVZ führen kann. Die höhere Effektivität wird dann einerseits durch eine ausgeprägte SRES und folglich eine erhöhte Reflexaktivität, andererseits durch die kurzen Kopplungszeiten gekennzeichnet. Beide führen dann zur Wiederverwendung der elastischen Energie.

Der Beitrag der Dehnungsreflexe auf die reaktive Leistungsfähigkeit

Eine der Hauptursachen der höheren Effektivität der Kontraktionen im DVZ liegt an dem Einfluss reflektorischer Mechanismen auf das Bewegungsprogramm dieser Kontraktionsformen. Nach Untersuchungsergebnissen konnte bei isolierten Muskelfasern nachgewiesen werden, dass die abrupte Dehnung eines isometrisch kontrahierten Muskels zur Erhöhung der Muskelaktivität und der Kraft führt, wobei diese Erhöhung höher liegt als bei den maximalen willkürlichen Kontraktionen (MVC) (NICHOLS / HOUK 1976; DIETZ et al. 1979; DIETZ 1985). Nach GOTTLIEB / AGARWAL (1979) stehen diese verstärkten EMG-Aktivitäten in einem hohen Zusammenhang mit der Dehnungsgeschwindigkeit. GOTTLIEB / AGARWAL (1979) fanden heraus, dass die ersten Aktivitätsspitzen nach ca. 45 ms und die zweiten nach ca. 60 bis 80 ms auftraten. Beide Reflexantworten haben eine lineare Beziehung zur Winkelgeschwindigkeit. Bei den ersten Aktivitätsspitzen handelt es sich nach Meinung der Autoren um den Dehnungsreflex. Auch GREENWOOD / HOPKINS (1976a) entdeckten bei Gehversuchen mit unerwarteten Vertiefungen Aktivitätsspitzen nach 40 – 60 ms. Sie wurden als nicht vorprogrammiert angesehen und als Reflexaktivitäten interpretiert. Eine phasenweise Ausprägung von Aktivitätsspitzen reflektorischer Herkunft konnten auch LEE / TATTON (1978) an den Muskeln der Handflexion nach 32, 59 und 85 ms nachweisen, die sie als motor wave M1, M2 und M3 bezeichneten (vgl. Abb. 2-11). ALLUM (1975) und KWAN et al. (1980) dagegen benannten die erste Aktivitätsspitze als *short-latency-component* (SLC), die zweite als *medium-latency-component* (MLC), und die dritte als *long-latency-component* (LLC). Die Ansicht, dass reflektorische Mechanismen bei Bewegungsabläufen im DVZ beteiligt sind, belegen mehrere Hinweise (vgl. Kapitel 4.1.3).

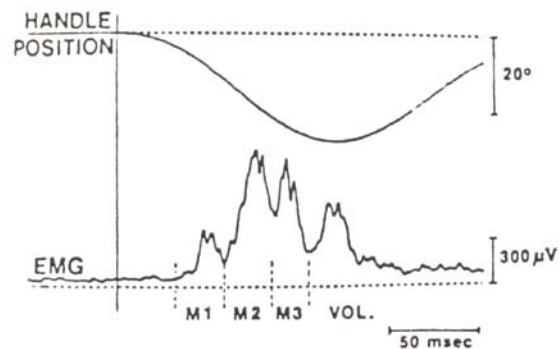


Abb. 2-11: Darstellung eines gleichgerichteten und gemittelten Elektromyogramms der Handgelenkextensoren bei einer unerwarteten Dehnung. Die mit M1, M2 und M3 bezeichneten Aktivitätsspitzen stellen drei Reflexkomponenten mit Latenzzeiten von jeweils 32, 59 und 85 ms dar. Die Latenzzeiten wurden zwischen dem Einsetzen des Drehmoments und dem ersten Auftreten des jeweiligen steilen Aktivitätsanstiegs berechnet. Der Bereich „VOL“ soll nach Ansicht der Autoren willkürliche Aktivitätsanteile enthalten. (Aus: LEE / TATTON 1978).

Zur Ausprägung der Reflexaktivität ist sowohl der Beitrag der Vorinnervation als auch der Einsatz hoher Dehnungsgeschwindigkeiten unumstritten (GOTTLIEB / AGARVAL 1979; ANTONI et al. 1979; DIETZ et al. 1981; GOLLHOFER et al. 1984; NICOL / KOMI 1996; KOMI / GOLLHOFER 1997; KOMI 2000). Die Rolle der Dehnungsgeschwindigkeit zeigt sehr deutlich die nachfolgende Abbildung (Abb. 2-12). Eine schnelle Längenveränderung (Dehnung) der Dorsalflexion mit 1,2 rad/sec verursacht nach 40 ms eine Reflexaktivierung, wobei nach ca. 10-12 ms eine Erhöhung der Kraft wird. Bei langsamen

Längenänderungen mit 0,44 rad/sec ist keine Veränderung des EMG und damit keine Krafterhöhung zu beobachten.

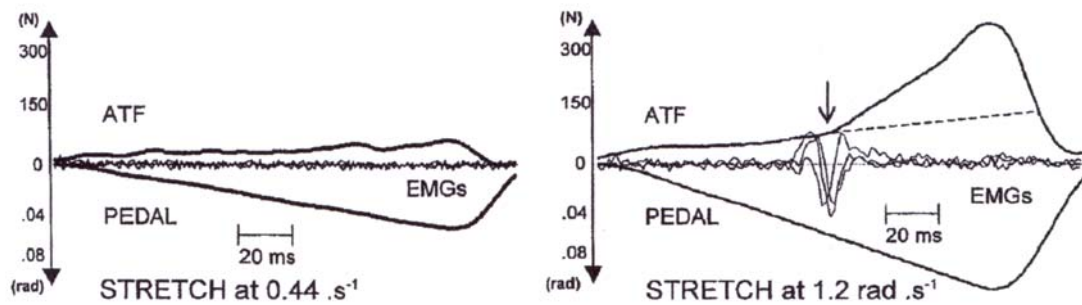


Abb. 2-12: Die Abbildung stellt die Achillessehnenkräfte (ATF) und das EMG von Mm. soleus, gastrocnemius caput lateralis und medialis bei zwei unterschiedlichen Rotationsgeschwindigkeiten eines Fußpedals (0,4 und 1,2 rad/s) dar. Bei der schnellen Dehnung (1,2 rad/s) zeigt der Pfeil den Beginn des Anstiegs der ATF. Weitere Erläuterungen werden im Text angegeben. (Aus: KOMI 2000).

Die Frage, ob die Dehnungsamplituden Einfluss auf die Reflexantworten ausüben, wird kontrovers diskutiert. Nach GOTTLIEB / AGARWAL (1979) üben die Dehnungsamplituden einen Einfluss auf die Reflexausprägung aus. GOLLHOFER (1993) dagegen ist der Ansicht, dass die Dehnungsamplituden das Auftreten der Reflexantworten kaum beeinflussen. BUBECK (2002) in Anlehnung an WEISS (1986) stellt fest, dass die Gelenkposition zum Zeitpunkt des Dehnungsbeginns einen Einfluss auf die Reflexantworten ausübt. In diesem Fall zeigte sich bei zunehmender Dorsalflexion eine erhöhte Reflexaktivität, bei einer Erhöhung der Plantarflexion indessen wurden die Amplituden der EMG-Antworten deutlich reduziert. Daher spielen für eine effektive Reflexaktivität folgende Faktoren eine entscheidende Rolle:

- Die Größe der Vorinnervation
- Die Höhe der Dehnungsgeschwindigkeit
- Die Gelenkposition zum Zeitpunkt des Dehnungsbeginns oder die Dehnungsamplitude

Nach NICHOLS / HOUK (1976) wird die hohe muskuläre Aktivität während der Reflexantworten durch die Tatsache verursacht, dass neue zusätzliche motorische Einheiten während der Dehnung rekrutiert werden und somit mehr Kraft als bei der initialen Dehnung erzeugt werden kann. Die gleichen Autoren konnten nach experimentellen Untersuchungen beweisen, dass die SRES und der Dehnungsreflex während einer rampenförmigen Dehnung derart zusammenwirken, dass der Kraftzuwachs des Muskels etwa linear mit der Längenänderung zunimmt. Zu Beginn der Dehnung dominiert der Beitrag der SRES, wobei der Kraftzuwachs im weiteren Verlauf der Längenänderung durch den Beitrag des spinalen Dehnungsreflexes zu begründen ist. KOMI (2000) gibt dazu noch folgende Erklärung für das Konzept der SRES: "[...] Our recent data on combined stretch and reflex potentiation (Nicol and Komi, 1998) are well in agreement with the short range elastic stiffness (SRES) concept demonstrating that the cross-bridge force resistance to stretch is particularly efficient during the early part of the cross-bridge attachment (Edman, 1980). Therefore, the rapid reflex-induced cross-link formation could play a substantial role in the force generation during stretch" (KOMI 2000, S. 1202).

Als Schlussfolgerung daraus hat die Funktion des Dehnungsreflexes im Bezug auf die reaktive Leistungsfähigkeit folgende Aufgaben (dazu siehe Kapitel 4.1.3):

- a) Die Modulation / Regulation der Muskelstiffness
- b) Beitrag zur Speicherung elastischer Energie
- c) Eine kontinuierliche neuronale Muskelaktivierung

Im Kapitel 4.1.3 „*Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump*“ findet eine weitere Diskussion über die Rolle der Vorinnervation und der Reflexaktivität auf die reaktive Leistungsfähigkeit statt.

2.2.3. Zusammenfassung

Zusammenfassend kann die Funktion eines schnell verlaufenden DVZ folgendermaßen beschrieben werden:

Die Vorinnervation soll zeitlich und amplitudenbezogen auf den Beginn und die Belastungshöhe der exzentrischen Phase gut abgestimmt sein. Dabei sorgt die Vorinnervation für a) eine große Muskelstiffness vor dem Bewegungsbeginn und b) für die Sensibilisierung der Muskelspindeln durch die Koaktivierung der α - und γ -Fasern. Der Beginn der Dehnungsphase (Bewegungsbeginn) wird durch die SRES dominiert. Sie verhindert ein frühzeitiges Lösen des Querbrückenzyklus und den damit verbundenen Energieverlust während der initialen Dehnungsphase und sorgt für einen steilen Kraftanstieg. Im weiteren Verlauf der Dehnungsphase lösen die Muskelspindeln über die Ia-Afferenten einen segmentalen Dehnungsreflex aus. Die Dehnungsreflexe beginnen ca. 40 ms nach Bewegungsbeginn und unterstützen die SRES, indem sie den erzeugten initialen Kraftanstieg der SRES aufrechterhalten. Das führt zu einem höheren Spannungsanstieg im tendomuskulären System und zur Amortisation der externen Kräfte. Dabei kann die elastische Energie, die während der exzentrischen Phase gespeichert wurde, während der konzentrischen Phase in mechanische Arbeit umgewandelt werden. Voraussetzung für diesen Ablauf ist die kurze und schnelle Ausführung der Dehnungsphase (exzentrische Arbeitsweise), eine hohe Muskelstiffness und die kurzen Kopplungszeiten zwischen der exzentrischen und konzentrischen Arbeitsweise.

Wenn die Dehnungsbelastungen nicht vom tendomuskulären System amortisiert werden können, wird der Längenwirkungsbereich der SRES überschritten. Das Resultat eines solchen Vorgangs ist die Reduzierung der aktiven Querbrücken durch das Auseinandergehen der Aktin- und Myosinfilamente („Sarkomer Give“ FLITNEY / HIRST 1978b) und die damit verbundene Verlängerung der Kopplungszeiten. Das kann zu Verlusten elastischer Energie beim tendomuskulären System und zur Hemmung im neuronalen Bereich führen.

2.3 Das Quantifizierungsverfahren im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ)

Die Abschätzung der reaktiven Leistungsfähigkeit wurde in der Vergangenheit durch die Verwendung unterschiedlicher Kennwerte unternommen. Einen ausführlichen Überblick über diese Thematik stellt NEUBERT (1999) dar. Sie unterscheidet unter anderem vier Hauptansätze:

- i. Der „*Zanon Index*“. Nach diesem Index soll ein optimales Verhältnis zwischen der „explosiv-reaktiv-ballistischen“ Muskelspannungsfähigkeit (optimale Fallhöhe) und der relativen Kraft

- bestehen. Dieser Index wird als Quotient zwischen der relativen Maximalkraft und der Fallhöhe berechnet (relative Maximalkraft / Fallhöhe).
- ii. Die reaktive Leistungsfähigkeit wird durch die Berechnung der elastischen Leistungspotenzierung ermittelt (ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN 1974a; GOLLHOFER 1987; WALSHE / WILSON 1997). Für die Ermittlung der elastischen Potenzierung werden verschiedenen Berechnungsmodi verwendet. In der Regel wird immer die Differenz zwischen der erreichten Sprunghöhe oder der positiven Energie im DJ und SJ bzw. CMJ berücksichtigt.
 - iii. Die reaktive Leistung wird durch die Berechnung der mechanischen Leistung beim DJ ermittelt. Nach BAUERSFELD / VOSS (1992) wird die reaktive Leistung allein durch die Abschätzung der Bodenkontaktzeit ausreichend ermittelt. BARTONIETZ / EISELE (1994) sind der Meinung, dass nicht nur die Bodenkontaktzeiten, sondern auch andere Parameter mit in die Berechnung einbezogen werden müssen. Sie schlagen eine Niedersprungkennziffer vor, die sich als Differenz der Summe von Fallhöhe und erzielter Sprunghöhe durch die Kontaktzeit ergibt ($\text{Fallhöhe} + \text{Sprunghöhe} / \text{Bodenkontaktzeit}$). KIBELE (1995) ermittelt die reaktive Leistung aus der Differenz der erreichten Sprunghöhen bei DJ aus niedrigen (24 cm) und höheren (56 cm) Fallhöhen.
 - iv. Die Veränderungen phasenspezifischer EMG Parameter. Nach SCHMIDTBLEICHER et al. (1987) wird die Erhöhung der Gesamtaktivität und die Ausprägung der reflexinduzierten Phase in Bezug auf die reaktive Leistung als positiv betrachtet.

Die Vielfalt der oben genannten Ansätze macht deutlich, dass die grundlegenden Mechanismen der reaktiven Leistungsfähigkeit vielfältiger Natur sind. Ein weiterer Grund ist die Tatsache, dass unter dem Begriff „DVZ“ Bewegungsformen mit unterschiedlichen kinematischen und dynamischen Eigenschaften einbezogen wurden. Dies wiederum führte zu dem Ergebnis, dass die Leistungsfähigkeit dieser Bewegungsformen mit den gleichen Quantifizierungsverfahren abgeschätzt wurde. Als Beispiel ist hier der Vergleich zwischen dem DJ und CMJ zu erwähnen. Bei beiden Sprungformen wurden Unterschiede sowohl im kinematischen und dynamischen als auch im neuronalen Bereich festgestellt (BOBBERT et al. 1986; BÜHRLE 1989a; GOLLHOFER et al. 1992). Besonders die Angaben von BÜHRLE (1989a, S. 321) machen dies noch deutlicher: „[...] Bei Ausholbewegungen wird der nicht voraktivierte Muskel durch den Antagonisten gedehnt und erst in der anschließenden konzentrischen Phase maximal innerviert. Der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus läuft relativ langsam ab, und es kommt zu keiner Reflexauslösung.

Formen reaktiver Kontraktion sind gegeben, wenn der Muskel bereits in der exzentrischen Phase voll aktiviert ist und die kinetische Energie des eigenen Körpers oder eines Gerätes durch eine schnelle Dehnung des voraktivierten Muskels abgefangen und in Verformungsenergie umgewandelt wird. Der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus läuft sehr schnell ab und löst eine intensive Reflexaktion aus.

Ausholkontraktionen sind vor allem die Wurfarten; der Sprint, die Sprünge und der Drop-Jump sind reaktive Bewegungsformen! Der Countermovement-Jump ist eine Mischform, der aufgrund seiner langsamen Ablaufzeit und der fehlenden Reflexauslösung jedoch den Ausholbewegungen zuzuordnen.“

Die Berücksichtigung nur eines Parameters (d.h. Flughöhe, Bodenkontaktzeiten etc.) bei der Quantifizierung der reaktiven Leistung führt zu einer unvollständigen Beschreibung des reaktiven Leistungs-

vermögens und zu keiner Differenzierung der Bewegungsabläufe im DVZ. Aus den Angaben des Kapitels 2.1 wird deutlich, dass bei reaktiven Bewegungsabläufen sowohl die zeitlichen Aspekte (Bodenkontaktzeiten, Kopplungszeiten) als auch die geleistete Arbeit (Flughöhe, Kraftstoß) beachtet werden müssen. Die leistungsbestimmenden Faktoren des DVZ, wie sie im Kapitel 2.2 beschrieben wurden, bekräftigen diese Ansicht. Ähnlich äußern sich SCHWIRTZ et al. (1996) sowie NEUBERT (1999) mit der Forderung, dass bei der Quantifizierung der reaktiven Leistungsfähigkeit beide Aspekte einbezogen werden müssen. Etwas deutlicher wird NEUBERT (1999) mit der Aufforderung, dass mit dem Quotienten aus geleisteter Arbeit und der Zeitdauer das reaktive Bewegungsverhalten quantifizierbar wird. Dieser Quotient, der als „**Leistungsindex**“ bekannt ist, ist auch im Sinne der physikalischen Definition mit dem Begriff „**Leistung**“ identisch.

In der vorliegenden Arbeit werden somit nur Bewegungsabläufe mit den charakteristischen Merkmalen des schnell verlaufenden DVZ als Kontraktionsformen des „*reaktiven Bewegungsverhaltens*“ angenommen. Als Kennwert zur Abschätzung des reaktiven Bewegungsverhaltens wird dann der „**reaktive Leistungsindex (L_{index})**“ (als Quotient aus der geleisteten Arbeit und der Zeitdauer) einbezogen.

2.4 Zentrale Fragestellungen

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit folgenden vier Schwerpunkten:

◆ **Das Innervationsmuster und die Innervationscharakteristik bei Kontraktionen im DVZ**

Bewegungsabläufe im DVZ unterliegen bestimmten neurophysiologischen Vorgängen. Die Zielsetzung dieses Abschnittes ist, anhand des elektromyographischen Verfahrens die Innervationscharakteristik bei Kontraktionen im DVZ (DJ) zu untersuchen. Dabei wird das Innervationsmuster unter drei Aspekten untersucht:

- a. Der zeitliche Aspekt (Rekrutierungsbeginn und Aktivitätsdauer der an der Bewegung beteiligten Muskeln sowie der Zeitpunkt der höchsten muskulären Aktivität)
- b. Der Intensitätsaspekt (Höhe der muskulären Aktivität)
- c. Der funktionelle Aspekt (Ausprägungsgrad der EMG-Phasen der Vorinnervation (VOR), der Latenzphase (LAT), der reflexinduzierten Phase (RIA) und der späten EMG-Antworten (SEA)) im Innervationsmuster

Dabei werden diese Standpunkte in Bezug auf die Dehnungsbelastung und auf die beteiligten Muskeln untersucht. Anhand der theoretischen Grundlagen im DVZ können folgende Fragen formuliert werden:

- Kann die Stabilität des Bewegungsprogramms bei Kontraktionen im DVZ durch den Einfluss der Dehnungsbelastung verändert werden?
- Kann ein Zusammenhang zwischen Voraktivität und Reflexaktivität mit Hilfe der vorhandenen EMG-Quantifizierungsverfahren festgestellt werden?

◆ **Einfluss der neuronalen und mechanischen Parameter auf das reaktive Bewegungsverhalten – multiple korrelative Zusammenhänge**

Als Kennwert zur Quantifizierung der reaktiven Leistungsfähigkeit wurde in dieser Untersuchung der „*reaktive Leistungsindex*“ (L_{index}) angenommen. Die Zielsetzung dieses Abschnittes ist, Zusammen-

hänge zwischen dem *reaktiven Leistungsindex* und den neuronalen Parametern zu ermitteln. Hier ergibt sich folgende Frage:

- Gibt es eine lineare Beziehung zwischen dem „reaktiven Leistungsindex“ (L_{index}) und den neuronalen Parametern?

Bei einer linearen Beziehung zwischen dem „reaktiven Leistungsindex“ und den neuronalen Parametern kann folgende Frage von immenser Bedeutung aus theoretischer und praktischer Sicht gestellt werden:

- Mit welchem Innervationsmuster kann eine hohe reaktive Leistung realisiert werden?

◆ **Bilaterale und unilaterale Kontraktionscharakteristik bei Bewegungsabläufen im DVZ**

Bei einer Vielfalt von Bewegungsformen mit einer isokinetischen und isometrischen Arbeitsweise hängt der Grad der muskulären Aktivität und des Kraftniveaus oft nicht nur von den neuronalen Faktoren ab, sondern auch von der Ausführungsart der jeweiligen Bewegungsform. Als solche werden Kontraktionsformen mit einer unilateralen und bilateralen Ausführung genannt. Besonders der Vergleich zwischen den unilateralen und bilateralen Kontraktionen bei der isometrischen und isokinetischen Arbeitsweise stand oft im Mittelpunkt wissenschaftlicher Arbeiten. Bei Kontraktionsformen im DVZ ist ein Vergleich zwischen unilateralen und bilateralen Bewegungsabläufen allerdings eine Seltenheit. Ausgehend von dem bisherigen Untersuchungsstand über die unilaterale und bilaterale Ausführung bei isokinetischen und isometrischen Kontraktionen werden folgende Fragen gestellt:

- Gibt es bei Kontraktionen im DVZ, in Bezug auf den Grad der neuromuskulären Aktivität, Unterschiede zwischen den unilateralen und bilateralen Bewegungsabläufen?
- Kann für Bewegungsabläufe im DVZ ein bilaterales Defizit (BD), wie üblich bei den isometrischen Kontraktionen ist, nachgewiesen werden?

◆ **Trainingsspezifische Anpassungen bei Kontraktionen im DVZ**

Die Verwendung reaktiver Trainingsformen hat als Ziel die Erhöhung der reaktiven Sprungleistung. Da der Begriff „Leistung“ im reaktiven Bereich in der Vergangenheit sehr unterschiedlich interpretiert wurde, wäre es sinnvoll, die Leistungserhöhung anhand der dargestellten Kennwerte zur Quantifizierung des reaktiven Bewegungsverhaltens zu ermitteln. Dabei sollen die trainingsspezifischen Anpassungen bei einer Vielfalt von leistungsbestimmenden Parametern erforscht werden. Ein weiterer nicht geklärter Punkt ist der Trainingseffekt durch unterschiedliche Belastungsumfänge bei Bewegungsabläufen im DVZ und ihr Einfluss auf das reaktive Bewegungsverhalten. Daher können bei der Ausführung reaktiver Trainingsformen mit unterschiedlichen Belastungsumfängen folgende Fragen gestellt werden:

- Welche Auswirkungen hat eine Trainingsmethode mit intensiver Belastungscharakteristik auf das reaktive Bewegungsverhalten?
- Wie verhält sich das reaktive Bewegungsverhalten bei einer Trainingsmethode mit extensiver Belastungscharakteristik?

Dabei soll mit der Beantwortung der oben genannten Fragestellungen die Wirkungsweise unterschiedlicher Belastungscharakteristiken auf das reaktive Bewegungsverhalten geklärt werden.

3. ALLGEMEINE METHODIK

3.1 Datenerhebung

Das Messverfahren der vorliegenden Untersuchung zur Erfassung sowohl der Kraft- und Schnellkraftparameter als auch der Sprungkraftparameter wurde in der Vergangenheit mehrmals eingesetzt (vgl. GOLLHOFER 1987; FRICK 1993; NEUBERT 1999; BUBECK 2002). Hier eine kurze Darstellung dieses Verfahrens.

3.1.1. Probandengruppe

32 Probanden und 9 Probandinnen nahmen an dieser Studie teil. Die Mehrheit der Probanden/innen waren zum Zeitpunkt der Untersuchung aktive Sportler oder Sportstudenten/innen des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart. Nur eine kleine Anzahl ($n = 3$) der Probanden waren keine aktiven Sportler und übten bloß gelegentlich sportliche Aktivitäten aus. In Tabelle 3-1 sind die anthropometrischen Kennwerte und wichtigen Leistungsdaten der gesamten Stichprobe sowie der männlichen und weiblichen Teilnehmer/innen zusammengestellt.

Tab. 3-1: Mittelwerte und Standardabweichungen für die anthropometrischen Kennwerte und der Leistungsdaten der Untersuchungsteilnehmer/innen (Querschnittuntersuchung)

	Ø Gesamt <i>n</i> = 41	Ø Männer <i>n</i> = 32	Ø Frauen <i>n</i> = 9
Alter (Jahre)	23,9 (±6,6)	23,8 (±7,0)	24,3 (±5,2)
Größe (cm)	181,0 (±8,2)	183,4 (±7,4)	172,5 (±4,4)
Gewicht (kg)	75,8 (±10,4)	78,5 (±9,9)	66,5 (±5,8)
BMI (kg/m²)	23,1 (±2,2)	23,3 (±2,3)	22,3 (±1,6)
<i>L</i>_{index-DJ30} (<i>T</i>_{flug}/<i>T</i>_{kont})	2,5 (±0,4)	2,5 (±0,5)	2,3 (±0,3) ^{n.s.}
<i>F</i>_{maxrel} (N/kg)	27,6 (±4,8)	29,0 (±4,2)	22,7 (±3,8) ^{***}
<i>F</i>_{explrel} (1/ms)	9,1 (±3,2)	9,0 (±3,3)	9,4 (±3,2) ^{n.s.}

Erläuterungen: BMI = Body-Maß-Index, *L*_{index-DJ30} = Leistungsindex aus 30 cm Fallhöhe, *F*_{maxrel} = am Körpergewicht relativierte Maximalkraft, *F*_{explrel} = auf die Maximalkraft relativierter Explosivkraftwert

Hinsichtlich der Unterschiede zwischen Männer und Frauen fordert NEUBERT (1999) im Falle von signifikanten Mittelwertsunterschieden zwischen beiden Stichproben, sie nicht zu einer einheitlichen Gruppe zusammenzufassen. Diese Ansicht geht von der Vermutung aus, dass in Bezug auf die Kraftwerte signifikante Mittelwertunterschiede zwischen männlichen und weiblichen Versuchspersonen existieren, nicht jedoch in der Bewegungstechnik und der erzielten Sprungleistung. Aus der Betrachtung von Tabelle 3-1 geht hervor, dass sich die weiblichen und männliche Probanden zwar in der relativen Kraft enorm unterscheiden ($p < 0,001$), nicht jedoch in der relativen Explosivkraft und im reaktiven Leistungsindex (n.s.). Nach BUBECK (2002) hat die Geschlechtsspezifität keine Auswirkungen für die

Auswertung der Unterschiede zwischen den Versuchsbedingungen und kann somit bei der Ergebnisdarstellung vernachlässigt werden.

Eine zweite Differenzierung der Untersuchungsteilnehmer erfolgte anhand ihrer Zugehörigkeit zu einer Sportart (vgl. Tab. 3-2). Die Betrachtung von Tabelle 3-2 deutet darauf hin, dass die Mehrheit der Probanden Sportarten mit hohen Anforderungen im Schnellkraftbereich ausübte. Zu diesen Probanden gehören die Leichtathleten (alle aus den Sprint-, Sprung- und Wurfdisziplinen), die Volleyballerinnen, die Basketballer, der Tischtennispieler und die Mehrheit der Sportstudenten. Hinsichtlich der zwei Freizeitsportler handelt es sich um zwei ehemalige Sportler (Basketball und Leichtathletik), die zum Zeitpunkt der Untersuchung vielseitige sportliche Aktivitäten ausübten. Beide hatten während ihrer Zeit als aktive Sportler eine langjährige Erfahrung im reaktiven Sprungtrainingsbereich. Nachdem die Mehrheit der Probanden vorwiegend Schnellkraftsportarten ausübte, war eine Homogenität der gesamten Stichprobe festzustellen.

Tab. 3-2: Häufigkeit und prozentualer Anteil der Probanden/innen je nach Sportartzugehörigkeit

<i>Sportart</i>	<i>Gesamt (n = 41)</i>		<i>Männer (n = 32)</i>		<i>Frauen (n = 9)</i>	
	<i>Häufigkeit</i>	<i>Prozent</i>	<i>Häufigkeit</i>	<i>Prozent</i>	<i>Häufigkeit</i>	<i>Prozent</i>
<i>Leichtathletik</i>	18	43,9	15	46,9	3	33,3
<i>Sportstudenten</i>	6	14,6	4	12,5	2	22,2
<i>Volleyball</i>	3	7,3			3	33,3
<i>Basketball</i>	6	14,6	6	18,8		
<i>Freizeitsport</i>	2	4,9	2	6,3		
<i>Eishockey</i>	1	2,4	1	3,1		
<i>Tischtennis</i>	1	2,4	1	3,1		
<i>Triathlon</i>	1	2,4	1	3,1		
<i>Nicht Sportler</i>	3	7,3	2	6,3	1	11,1
<i>Gesamt</i>	41	100	32	100	9	100

3.1.2. Untersuchungsablauf

Beide Untersuchungen (Querschnitt- und Längsschnittsuntersuchung) der vorliegenden Studie fanden im biomechanischen Labor des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart statt. Die teilnehmenden Personen wurden zuerst in einem Informationsgespräch über den Ablauf, das Ziel und die möglichen Risiken (Verletzungen) dieser Studie informiert. Auf eine schriftliche Einverständniserklärung der Probanden wurde verzichtet. Nach diesem Informationsgespräch hatten die Probanden die Möglichkeit bei einem weiteren Termin sich mit dem angewendeten Messverfahren vertraut zu machen. Sie konnten die verwendeten Kontraktionsformen probieren und zusätzlich eine kurze Trainingseinheit durchführen. Sowohl für die Querschnittsuntersuchung als auch für die Längsschnittsuntersuchung wurde der gleiche Ablauf gewählt. Die Probanden sollten ermüdungsfrei sein. Die gesamte Untersuchungsdauer betrug je nach Ablauf der ermittelten Parameter zwei bis drei Stunden. Nach einer in der Regel 15-minütigen Aufwärmphase mit Einlaufen (5 Minuten) und Dehnungsgymnastik (10 Minuten) wurde die entsprechende Position beim Beinkraftmessgerät ermittelt und festgestellt. Da-

nach erfolgte die Anbringung der Elektroden auf der Haut, um die elektromyographischen Kennwerte zu erfassen. Nach Überprüfung der EMG-Signale auf Artefakte wurden die Probanden auf dem Beinkraftmessgerät positioniert. Die Erfassung der isometrischen Kraftkennwerte erfolgte immer in der gleichen Reihenfolge: zuerst beidbeinig, danach einbeinig links und rechts. Bei jeder Bedingung wurden drei Kontraktionen nach dem Kommando des Versuchsleiters ausgeführt. Die Anweisung lautete: die Kontraktionen mit dem höchstmöglichen Krafteinsatz durchzuführen, wobei auf einen explosiven Krafteinsatz geachtet werden musste. Die intraseriellen Pausen betragen 30 Sekunden, die interseriellen 5 Minuten.

Unmittelbar nach der Ermittlung der isometrischen Kraftkennwerte wurden die Goniometer am Sprung- und Kniegelenk angebracht. Nach kurzer Überprüfung auf Artefaktenfreiheit der Goniometer begannen die Probanden mit der Ausführung der Sprungserien. In der Untersuchungsreihe waren jeweils 7 Squat Jumps (SJ), 7 Countermovement Jumps (CMJ) und 7 Drop Jumps (DJ) aus 20, 30, 40, 50 und 60 cm eingesetzt. Die Durchführung der DJ aus 20, 30 und 40 cm wurde ein- und beidbeinig verrichtet. Die ersten beiden Sprünge jeder Serie dienten als Probeversuch, sodass bei jedem Satz 5 gültige Sprünge ausgeführt wurden. Aus organisatorischen Gründen war es nicht möglich, die Bedingungen randomisiert durchzuführen. Um Ermüdungserscheinungen zu vermeiden, war die Pausengestaltung ähnlich wie bei der Ermittlung der isometrischen Kraftkennwerte, d.h. 30 Sekunden für die intraseriellen und 5 Minuten für die interseriellen Pausen. Der gesamte Untersuchungsablauf ist in Tabelle 3-3 abzulesen.

Tab. 3-3: Untersuchungsablauf der Quer- und Längsschnittstudie

Testübung / Testgerät	Kontraktionsart und Belastungsgestaltung	Wiederholungen	Pause
Beinkraftmessgerät	Isometrisch Explosiver maximaler Krafteinsatz ein- und beidbeinig	Je 3 Kontraktionen	Intraseriell 30 sec Interseriell 5 min.
Strecksprung ohne Ausholbewegung (SJ)	Konzentrisch maximal beidbeinig	Je 5 Wdh.	Intraseriell 30 sec Interseriell 5 min.
Strecksprung mit Ausholbewegung (CMJ)	Kombination exzentrisch – konzentrisch langsame Form maximal beidbeinig	Je 5 Wdh.	Intraseriell 30 sec Interseriell 5 min.
Reaktive Sprungformen (DJ)	Kombination exzentrisch – konzentrisch schnelle Form beidbeinig: 20, 30, 40, 50 und 60 cm einbeinig: 20, 30 und 40 cm	Je 5 Wdh.	Intraseriell 30 sec Interseriell 5 min.

3.1.3. Untersuchung des isometrischen Maximal- und Schnellkraftverhaltens

Die Ermittlung des isometrischen Maximal- und Schnellkraftverhaltens wurde an einem handelsüblichen Beinpressegerät der Firma PHOENIX durchgeführt. Das Gerät besteht aus einem bewegbaren Schlitten mit einer Masse von 98,9 kg. Der Schlitten ist auf zwei gedrehten Stahlwellen mit Hilfe von Industrielager geführten Hartplastikrollen bewegbar. Die maximale Auszugsamplitude des Schlittens liegt bei 1,56 m und kann millimetergenau mittels einer parallel zu den Stahlwellen angebrachten Messskala abgelesen werden. Der Schlitten verfügt zudem an den Haltegriffen über ein hydraulisches Handbremssystem der Firma MAGURA. Mit Hilfe dieses Systems ist es den Versuchspersonen mög-

lich, den Schlitten in jeder beliebigen Position auf den Stahlwellen zu fixieren. Um die Kraftwerte zu ermitteln, wurde eine dreidimensionale Kraftmessplatte der Firma KISTLER (Typ 9281 B) verwendet. Die Kraftmessplatte, die auf dem piezoelektrischen Effekt basiert (ZSCHORLICH 1987; BAUMANN / PREISS 1996), war an die Frontplatte des Beinpressegerätes montiert. Sowohl die Höhe als auch die Neigung der Kraftmessplatte sind verstellbar. In diesem Fall wurde eine Neigung von 15° (bezogen auf die Vertikale) nach hinten gewählt. Die Probanden lagen während der Messung auf dem Rücken, die Knie- und Hüftwinkel betragen jeweils 90° und 110°. Die Ermittlung der isometrischen Maximalkraft entstand durch den Druck beider Füße (bei einbeiniger Messung mit einem Fuß) auf die Kraftmessplatte. Die Dauer der isometrischen Kontraktionen betrug 6-8 sec. Um einen übermäßigen Hüfteinsatz zu vermeiden, wurde der Bereich der Hüfte durch einen Gurt zusätzlich am Schlitten fixiert. Besonders für die Nachuntersuchung war es sehr wichtig, die Bestimmung der isometrischen Kraft unter den gleichen Bedingungen zu verrichten. Aus diesem Grund wurde die Position des Schlittens bei jeder Versuchsperson an der angebrachten Messskala abgelesen, dadurch konnte die zweite Messung mit der gleichen Schlittenposition verwirklicht werden.

Es wurden dann die beidbeinigen sowie die einbeinigen Werte der Fz-Komponente für jedes Bein herangezogen und analysiert. Die erfassten Komponenten (Fz) wurden über einen Ladungsverstärker der Firma KISTLER vom Typ 9865 B verstärkt und eine A/D-Wandlerkarte in das Dateieinzugssystem eingelesen.

3.1.4. Untersuchung des Sprungkraftverhaltens

Zur Bestimmung des Sprungkraftverhaltens und der Schnellkraftleistung im DVZ wurde ein Standard-sprungtest entwickelt. Dieser Test wurde - nach Angaben von FRICK (1993) - Anfang der 80er Jahre angewendet und seither in der Leistungsdiagnostik eingesetzt (HAEKKINEN / KOMI 1985b; GOLLHOFER 1987; TEGTMEIER 1987; SCHMIDTBLEICHER et al. 1987; FRICK 1993; NEUBERT 1999). Der Standardsprungkrafttest besteht aus folgenden drei Sprungformen (siehe auch Abb. 3-1):

A. Strecksprung ohne Ausholbewegung - Squat Jump (SJ)

Der Sprung wird aus einer Kauerstellung (Kniewinkel 90°) in die vertikale Richtung durchgeführt. Die Bein- und Hüftstreckmuskulatur arbeitet nur konzentrisch. Die Hände müssen - wie auch bei den anderen beiden Sprungformen - während des gesamten Ablaufs in die Hüfte gestemmt werden, um koordinative Einflüsse bei der Bewegungsausführung zu minimieren. Die Rumpflängsachse muss während der Sprungbewegung stets in vertikaler Richtung ausgerichtet sein. Durch die Ausführung dieser Testübung kann die Fähigkeit abgeschätzt werden, inwieweit ein Sportler seine vorhandene Maximalkraftfähigkeit in die konzentrische Bewegung umsetzen kann.

B. Strecksprung mit Ausholbewegung - Countermovement Jump (CMJ)

Die Ausgangsstellung ist der aufrechte Stand. Nach einer schnellen Ausholbewegung (Kniewinkel bis zu 90°, exzentrische Arbeitsweise) erfolgt eine explosive maximale Streckbewegung in die vertikale

Richtung (konzentrische Arbeitsweise). Zielsetzung dieser Sprungform ist die Fähigkeit die maximale Kraft in einem langsamen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) umzusetzen.

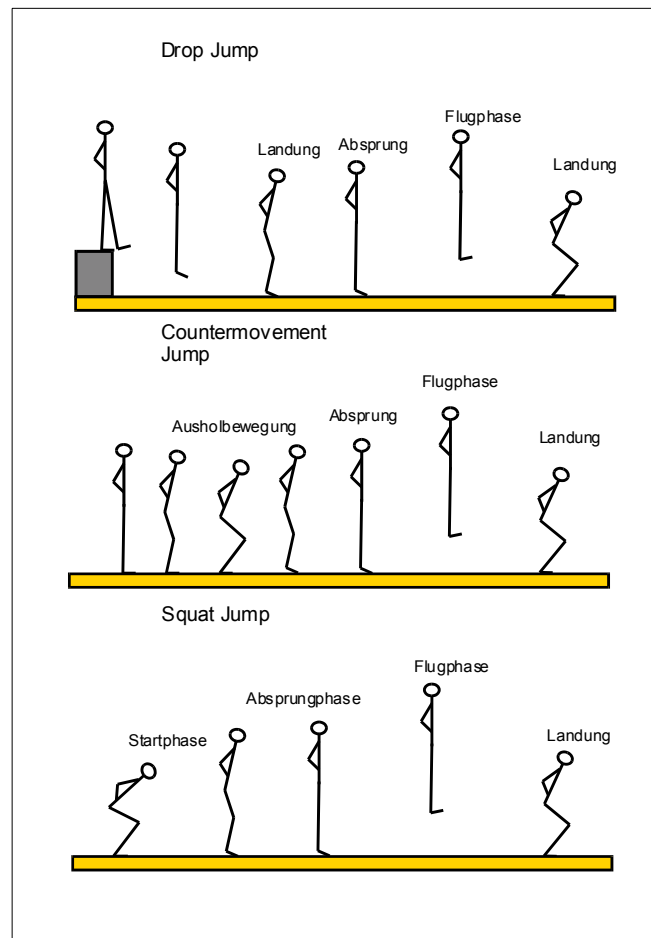


Abb. 3-1: Schematische Darstellung der Sprungformen des Standardsprungkrafttests (in Anlehnung an FRICK 1993)

C. Tiefsprung - Drop Jump (DJ)

Die Ausgangsstellung ist ähnlich wie beim CMJ. Der Proband steht auf einem verstellbaren Hubtisch mit bestimmter Höhe. Nach dem Vorschwingen eines Beines (in diesem Fall des linken Beines) löst sich der Proband vom Hubtisch und springt auf den Boden (Tiefsprung). Nach möglichst kurzem Bodenkontakt springt der Proband maximal in die Höhe und landet wieder auf der gleichen Absprungstelle. Da die jeweilige Sprungleistung von der Fallhöhe abhängig ist, ist es sinnvoll, die DJs aus verschiedenen Fallhöhen durchzuführen. Die Auswahl der Fallhöhe bestimmt das Ausmaß der Dehnungsbelastung. Die Realisierung einer guten Sprungleistung aus einer erhöhten Dehnungsbelastung weist auf eine gut ausgebildete reaktive Fähigkeit hin. Damit die vorgegebene Fallhöhe eingehalten wird, wurden die Versuchspersonen aufgefordert, beim Verlassen des Hubtisches weder nach oben abzuspringen noch ihren Körperschwerpunkt nach unten abzusenken. Die Probanden erhielten hier die Anweisung, den Bodenkontakt so kurz wie möglich zu halten und so hoch wie möglich zu springen.

Auf der Plattform des Hubtisches war eine Kontaktmatte eingerichtet, sodass die Fallzeit vom Zeitpunkt des letzten Hubtischkontaktes (beim Lösen des rechten Beines) bis zum ersten Signal auf der Kraftmessplatte bestimmt werden konnte. Anhand dieser Flugzeit ist es möglich die Berechnung der Fallhöhe zu ermitteln. Dieses Verfahren wird in Kapitel 3.2.2.2 detailliert dargestellt.

Auch hier wurden wie bei der Ermittlung des isometrischen Maximal- und Schnellkraftverhaltens nur die Werte der Fz-Komponente herangezogen und analysiert. Die erfassten Komponenten wurden dann über einen Ladungsverstärker der Firma KISTLER vom Typ 9865 B verstärkt und einer A/D-Wandlerkarte in das Dateieinzugssystem eingelesen.

3.1.5. Erfassung der Gelenkwinkel (Goniometrie)

Die Registrierung der Fuß- und Kniewinkel und deren zeitliche Veränderung wurde mittels Goniometer erfasst. Die verwendeten Goniometer (Firma PENNY & GILES - zwei Achsen- Goniometer), die auf DMS Basis arbeiten, sind aufgrund ihrer geringen Masse, ihrer extremen Flexibilität und günstiger Passform leicht und problemlos auf der Haut fixierbar. Die Goniometer besitzen keine eigene Rotationsachse. Die Abschätzung der Winkelamplitude erfolgt durch die Lage und Lageveränderung der gelenkig verbundenen Segmente über die Relation beider Goniometerendteile. Das Problem der Nichtübereinstimmung von Gelenk und Potentiometerachse kommt bei diesem Goniometertyp nicht vor. Die Goniometerendteile wurden entlang der Körpersegment-Längsachse an der lateralen Seite durch ein doppelseitiges Klebeband parallel zu den Knochen fixiert. Um eine mögliche Ablösung beider Goniometerenden durch den Schweiß zu vermeiden, wurden sie zusätzlich mit einem Tapeverband am Körper befestigt.

Bei einigen Testpersonen wurde, aufgrund technischer Probleme, ein mechanischer Goniometer (Eigenbau RESSEL, siehe auch NEUBERT 1999, S. 18) für das Kniegelenk verwendet. Nach Angaben der Probanden gab es keine Bewegungseinschränkungen durch die Verwendung dieses Goniometers. Er wurde dann wie die PENNY & GILES an den entsprechenden Körperteilen befestigt.

Die Goniometersignale wurden durch einen Stromversorger verstärkt, dann zum Endverstärker weitergeleitet und dort mittels einer A/D-Wandlerkarte im Rechner gespeichert. Die Kalibrierung der Goniometer erfolgte bei aufrechter Körperstandposition, sodass beide Gelenke null Grad aufwiesen.

3.1.6. Erfassung der myoelektrischen Aktivität (Elektromyographie)

Biomechanische Messverfahren wie Dynamometrie, Kinematographie und Kinemetrie beschreiben die exakten physikalischen Größen eines Körpers oder Körperteiles. Sie geben aber keine Auskunft über die Beteiligung, den zeitlichen Verlauf oder die Stärke der muskulären Aktivität. Um diese Informationen zu bekommen, wird in der sportwissenschaftlichen Bewegungsforschung fast ausschließlich die Methode der Oberflächenelektromyographie (EMG) verwendet. Anhand dieser Methode werden die am Muskel ankommenden Impulse registriert. Zur Erfassung der neuromuskulären Aktivität in dieser Studie wurden die bipolaren Oberflächenelektromyogramme von sechs Muskeln aufgezeichnet (vgl. Tab. 3-4). Zu diesem Zweck wurden hier wiederverwendbare Ableitelektroden der Firma HELLIGE (Ag-AgCl Baby-Elektroden) verwendet. Diese Elektroden haben einen Durchmesser von 10 mm bei

einer Bauhöhe von 5 mm. Während der EMG-Registrierung können bewegungsbedingte Kabel-, Elektroden- und Hautbewegungsartefakte auftreten. Deshalb wurde bei der Ableitung der Signale auf die Empfehlungen von ZIPP (1989) geachtet.

Tab. 3-4: Darstellung der abgeleiteten Muskeln und deren Funktion. Eine detaillierte Funktion der erfassten Muskeln ist in Kapitel 4.1. nachzulesen.

	MUSKEL	FUNKTION
1	M. GASTROCNEMIUS CAPUT MEDIALE (GA)	<ul style="list-style-type: none"> • Plantarflexion im Sprunggelenk • Flexion im Kniegelenk
2	M. SOLEUS (SOL)	<ul style="list-style-type: none"> • Plantarflexion im Sprunggelenk
3	M. TIBIALIS ANTERIOR (TA)	<ul style="list-style-type: none"> • Dorsalextension im Sprunggelenk • Beteiligung bei der Supination
4	M. VASTUS MEDIALIS (VM)	<ul style="list-style-type: none"> • Dynamisch als Extensor im Kniegelenk • Statisch als Stabilisator im Kniegelenk
5	M. BICEPS FEMORIS (BF)	<ul style="list-style-type: none"> • Extension im Hüftgelenk • Flexion im Kniegelenk • Außenrotation des Unterschenkels
6	M. RECTUS FEMORIS (RF)	<ul style="list-style-type: none"> • Extension im Kniegelenk • Flexion im Hüftgelenk

Die Ableitstellen wurden durch Funktionstests nach KENTALL et al. (1998) und Palpation des Muskelbauchs bestimmt. Nach Bestimmung der Ableitstellen wurde die Haut abrasiert, mit Desinfektionsmittel gereinigt und anschließend die obere Hornhautschicht von Fett und Schmutzpartikeln mittels Sandpapier befreit. Die Elektroden wurden über dem Muskelbauch und entlang der Muskelfaserrichtung (Abstand der beiden Elektroden: 2 cm) mittels doppelseitiger Kleberinge (Firma HELLIGE) fixiert. Eine zusätzliche Fixierung erfolgte, indem die Elektroden mit Klebeband befestigt wurden, um mögliche Abtrennungen von der Ableitstelle während der Messung zu vermeiden. Sämtliche Kabel wurden zur Vermeidung von Kabelartefakten mit elastischen Klettbandern befestigt, sodass deren Eigenbewegung enorm reduziert wurde und eine Zugentlastung gegeben war. Vor Versuchsbeginn erfolgte noch eine Artefaktkontrolle durch Klopfen auf die Elektroden und die benachbarten Hautstellen, Wackeln an den Kabeln und passives Schütteln der Extremität. Bei diesen Prozeduren dürfen keine Störsignale auftreten. Die Referenzelektrode wurde zentral über der Patella angebracht. Zur Verbesserung der Leitfähigkeit wurde der Elektrodenzwischenraum mit einer Elektrodencreme (HELLIGE Elektrodencreme) ausgefüllt. Um die korrekte Ableitung zu überprüfen, wurde die Hautimpedanz zwischen beiden Elektroden gemessen. Nach Literaturangaben sollte diese niedriger als 5 K Ω betragen (OWINGS / GRABINER 1998; RAPP 2002). In der vorliegenden Untersuchung wurde der Wert von 2 K Ω nicht überschritten. Im Falle eines höheren Wertes wurde die Ableitstelle nochmals gründlich präpariert. Dabei wurde hier auf eine Kennzeichnung der Ableitstelle wegen der Nachuntersuchung verzichtet. Grund dafür ist die gründliche Rasur und Präparation der Ableitstellen. So konnten diese auch nach vier Wochen noch unproblematisch identifiziert werden. Außerdem wurde die EMG-Beklebung bei allen Probanden von der gleichen Person realisiert, sodass im Rahmen der Längsschnittuntersu-

chung davon ausgegangen werden konnte, dass die gleichen Ableitorte der untersuchten Muskeln gewählt wurden.

Die abgeleiteten Aktivierungspotentiale wurden mit einer Eingangsspannung von 1 mV aufgenommen. Als obere Grenzfrequenz wurden 10 Hz und als untere 1 KHz festgelegt. Die Signale wurden dann über einen Anpassverstärker gleichgerichtet und zum Endverstärker weitergeleitet. Die A/D-Wandlung erfolgte mit einer Einzugsfrequenz von 1000 Hz. Die Rohdaten wurden dann in einem Rechner (PC 486, 66 MHz) zur weiteren Verarbeitung gespeichert.

3.1.7. Das eingesetzte Messsystem

Anhand des eingesetzten Messinstrumentariums konnten die Kraft-Zeit-Verläufe, die Winkel-Zeit-Verläufe des Knie- und Sprunggelenkes und die Elektromyogramme von sechs Beinmuskeln registriert werden. Die genaue Beschreibung der einzelnen Teile des Messsystems erfolgte in Kapitel 3.1.3 bis 3.1.6. Die Signale der eingesetzten Kontaktmatten wurden durch einen Verstärker erhöht und dann weiter über den Endverstärker in die A/D-Wandlerkarte dem Rechner zugeführt. Alle erfassten Parameter wurden mit einer Einzugsfrequenz von 1000 Hz in einem Rechner (Computer 1, 486, 66 MHz) eingezogen und mittels spezieller Software (QUINTERN et al., Freiburg 1990) zur späteren Weiterverarbeitung gespeichert. Eine weitere Verarbeitung der ermittelten Parameter erfolgte dann mittels des Softwarepakets SPSS 11.0. Die schematische Darstellung des eingesetzten Messsystems ist der Abbildung 3-2 zu entnehmen. Der zweite eingesetzte Rechner (Computer 2, 386) diente zur Kontrolle der Funktion des Hauptverstärkers.

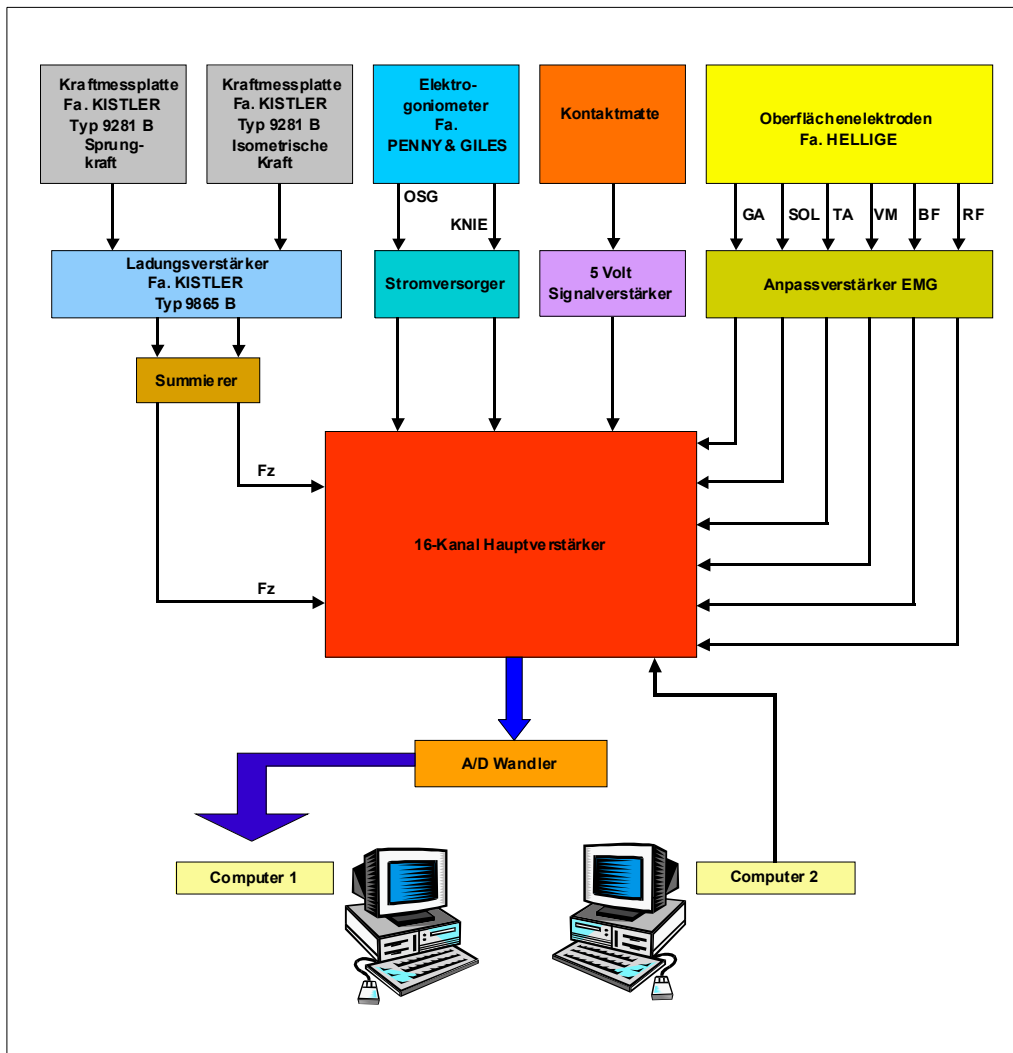


Abb. 3-2: Schematische Darstellung des Messinstrumentariums. Das Schema zeigt die verschalteten Geräte zur Datenerfassung und Datenspeicherung.

Erläuterungen: OSG = Goniometersignal des oberen Sprunggelenkes, KNIE = Goniometersignal des Kniegelenkes

3.2 Datenauswertung, Datenverarbeitung und Parametrisierung

Das vorliegende Verfahren zur weiteren Auswertung und Verarbeitung der erfassten „Rohdaten“ erfolgte nach der Beschreibung und Anweisungen früherer Untersuchungen. Siehe dazu auch GOLLHOFER (1987), TEGTMEYER (1987), SCHMIDTBLEICHER et al. (1987), FRICK (1993), NEUBERT (1999), BUBECK (2002). Es handelt sich um ein sehr zuverlässiges Auswertungsverfahren. Die Merkmalkonstanz, Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung wurden als zufriedenstellend betrachtet. Dazu siehe NEUBERT (1999), BUBECK (2002).

3.2.1 Dynamographische Parameter am Beinkraftmessgerät

Es wurden folgende Parameter nach der Erfassung des isometrischen Maximal- und Schnellkraftvermögens am Beinkraftmessgerät anhand der Kraft-Zeit-Kurven erhoben:

- Die isometrische Maximalkraft (F_{\max})

- Der maximale Kraftanstieg ($F_{\text{expl}} = \text{Explosivkraftwert}$)
- Die an das Körpergewicht relativierte isometrische Maximalkraft (F_{maxrel})
- Die an die isometrische Maximalkraft relativierte Explosivkraft (F_{explrel}). Dieser Kennwert dient als Parameter zur Abschätzung der schnellen Kontraktionsfähigkeit (KIBELE 1991)

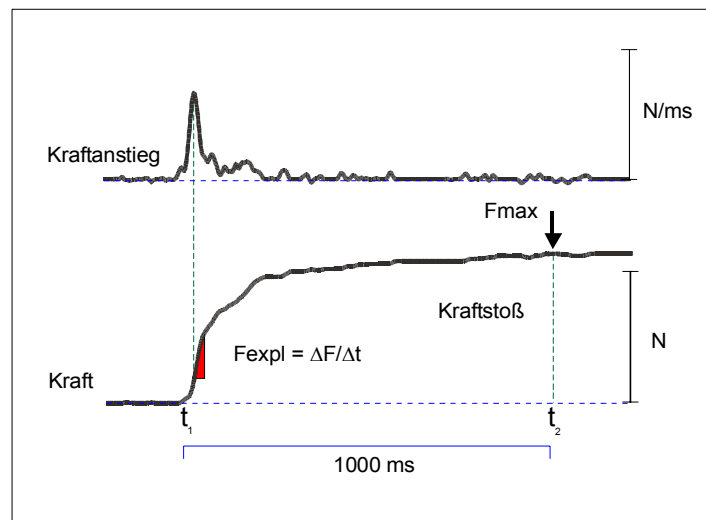


Abb. 3-3: Schematische Darstellung zur Kenngrößenfestlegung der Kraft-Zeit-Kurven bei isometrischen Kontraktionen. Der Kraftstoß wurde durch Integration der Kraft-Zeit-Kurve von t_1 nach t_2 berechnet. Die Maximalkraft bzw. der maximale Kraftanstieg wurden anhand der ersten Ableitung der Kraft-Zeit-Kurve bestimmt. (Nach FRICK 1993 modifiziert).

Erläuterungen: F_{max} = isometrischer maximaler Kraftwert, F_{expl} = maximaler Kraftanstieg, t_1 = Zeitpunkt des Kraftkurvenbeginns, t_2 = Zeitpunkt des Kraftmaximums.

Die Maximalkraft (F_{max}) wird über den höchsten Kraftwert der Kraft-Zeit-Kurve abgeschätzt. Die Explosivkraft (F_{expl}) wird als Spitzenwert der differenzierten Kraft-Zeit-Kurve (Tangentensteilheit am Wendepunkt der Kraft-Zeit-Kurve) bestimmt. Außer diesen Parametern wurden noch die Kraftmaxima der ersten 600 ms in 100 ms Zeitfenster geteilt und erfasst.

Anhand dieser Kenngrößen konnten die Kraft-Zeit-Verläufe der isometrischen Maximalkraft hinreichend charakterisiert werden.

Zur Abschätzung des Kraftvermögens wurde der Mittelwert der drei ausgeführten Kontraktionen gebildet. Es wurden keine einzelnen Versuche in die Analyse einbezogen.

3.2.2. Dynamographische Parameter beim Standardsprungkrafttest

Zur Abschätzung des Sprungkraftverhaltens wurde der Standardsprungkrafttest eingesetzt. Die Sprungformen dieses Verfahrens wurden im Kapitel 3.1.4 detailliert beschrieben. Die Ermittlung der dynamographischen Variablen erfolgte anhand der Kraft-Zeit-Kurven. Diese wurden durch die weitere Verarbeitung aller gespeicherten Rohdaten der Kraftsignale der Fz-Kraftkomponente erfasst. Als Triggersignal diente bei den SJs und CMJs das Verlassen der Messdruckplatte (Absprung), bei den DJs das erste Signal (Landung) auf der Messdruckplatte. Es wurden dann die maximalen Kraftwerte in z-Richtung und deren zeitliches Auftreten sowie die Flugzeiten und im Fall des DJ die Bodenkontaktzeit-

ten bestimmt. Des Weiteren wurden anhand des Kontaktmattensignals und der Kraft-Zeit-Kurven die Fallzeiten registriert. Für die Erfassung der Kraft-Zeit-Kurven wurde der Mittelwert aus fünf Versuchen herangezogen.

- *Die Bestimmung der Kraftkennwerte beim SJ*

Vier Kennwerte wurden beim SJ bestimmt: Das Kraftmaximum, der Zeitpunkt des Kraftmaximums und die Kraftstöße zwischen den Zeitpunkten t_1 und t_3 (siehe Abb. 3-4A). Die Kraftstöße wurden durch Integration der Kraft-Zeit-Kurve von t_1 nach t_2 und t_2 nach t_3 berechnet. Bei dieser Berechnung diente die Körpergewichtslinie (KRG) als Abszisse und Integrationsachse.

- *Die Bestimmung der Kraftkennwerte beim CMJ*

Zur Bestimmung der Kennwerte beim CMJ wurde das gleiche Auswertungsverfahren wie beim SJ verwendet. Anhand der fünf Zeitpunkte vom Sprungbeginn bis zum Sprungende (t_1 bis t_5 , Abb. 3-4B) wurden die Kraftmaxima im positiven (t_2 bis t_3 und t_3 bis t_4) sowie im negativen Bereich (t_1 bis t_2 und t_4 bis t_5), das zeitliche Auftreten dieser Maxima, sowie die Kraftstöße Δp_1 bis Δp_4 aufgezeichnet. Der Bewegungsablauf ist beim CMJ anhand der Kraft-Zeit-Kurven wie folgt zu interpretieren: „[...] Die bei t_1 beginnende Abwärtsbewegung ist bis t_2 nach unten beschleunigt. Die Fläche Δp_1 repräsentiert einen negativen Impuls. Von t_2 bis t_3 wird die Abwärtsbewegung bis auf Geschwindigkeit null abgebremst, die Fläche Δp_2 repräsentiert einen positiven Impuls, der betragsmäßig gleich dem negativen Δp_1 ist. Der Δp_2 entsprechende Impuls wird häufig als Bremsimpuls bezeichnet (oder als Bremskraftstoß). Bei t_3 beginnt die Aufwärtsbewegung mit positiver Beschleunigung nach oben bis zum Zeitpunkt t_4 . Die Fläche Δp_3 entspricht dem sogenannten Beschleunigungsimpuls (oder –Kraftstoß). Bei t_4 erreicht der Körperschwerpunkt (KSP) seine maximale Geschwindigkeit nach oben. Die Fläche Δp_4 bedeutet eine geringfügige Reduzierung der Geschwindigkeit bis zum Abflugzeitpunkt.“ (BAUMANN et al. 1996, S. 174–175). Die Berechnung der Flächen Δp_1 bis Δp_4 erfolgte, wie auch beim SJ in Bezug auf die Körpergewichtslinie (KRG), die auch hier als Abszisse und Integrationsachse diente.

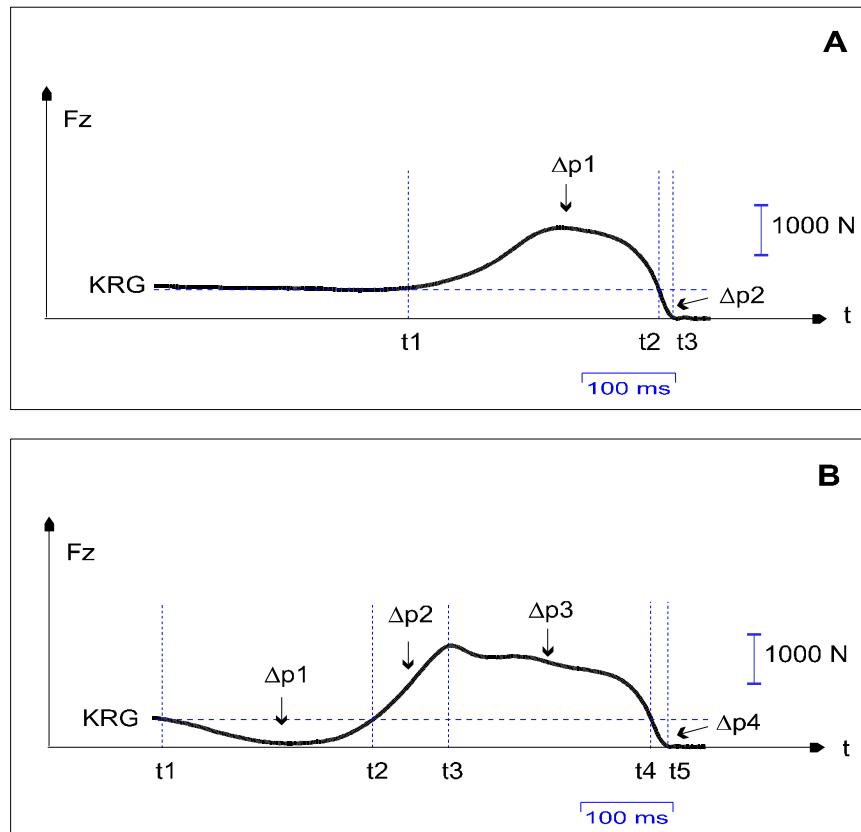


Abb. 3-4: Schematische Darstellung der ermittelten Kraftkennwerte beim SJ (A) und CMJ (B). In Anlehnung an BALLREICH (1996).

Erläuterungen: KRG = Körpergewichtslinie, F_z = vertikale Bodenreaktionskraft, t = Zeit.

Abb. A: t_1 = Beginn der Streckbewegung (Sprungbeginn), t_2 = Zeitpunkt der maximalen Aufwärtsgeschwindigkeit, t_3 = Absprungzeitpunkt (Sprungende), Δp_1 = vertikaler Beschleunigungskraftstoß aufwärts, Δp_2 = vertikaler Bremskraftstoß aufwärts.

Abb. B: t_1 = Beginn der Beugebewegung (Sprungbeginn), t_2 = Zeitpunkt der maximalen Beugegeschwindigkeit, t_3 = Zeitpunkt der Bewegungsumkehr von Beuge- und Streckbewegung, t_4 = Zeitpunkt der maximalen Aufwärtsgeschwindigkeit, t_5 = Absprungzeitpunkt (Sprungende), Δp_1 = vertikaler Beschleunigungskraftstoß abwärts, Δp_2 = vertikaler Bremskraftstoß abwärts, Δp_3 = vertikaler Beschleunigungskraftstoß aufwärts, Δp_4 = vertikaler Bremskraftstoß aufwärts. Weitere Erläuterungen im Text.

- *Die Bestimmung der Kraftkennwerte beim DJ*

Nach der Auswertung der Rohdaten wurden die maximalen Bodenreaktionskräfte in z Richtung (höchster Kraftwert zwischen t_2 und t_3), der zeitliche Auftritt dieser Kräfte sowie der Kraftstoß vom Zeitpunkt t_2 bis t_3 erfasst (siehe Abb. 3-5). Durch einen weiteren Vorgang wurde die durch das Körpergewicht relativierte maximale Bodenreaktionskraft sowie die mittlere Kraft berechnet. Die mittlere Kraft wurde als das Produkt des zeitnormalisierten Kraftstoßes während der Bodenkontaktphase definiert.

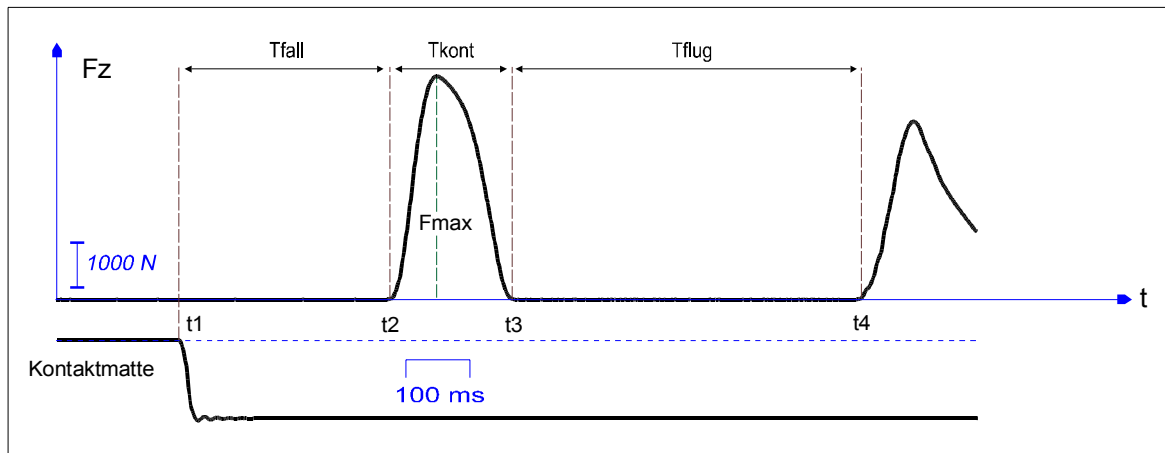


Abb. 3-5: Schematische Darstellung der ermittelten Kraftkennwerte, die Bestimmung der Kontakt- und Flugzeiten sowie die Ermittlung der Fallzeiten beim DJ.

Erläuterungen: F_z = Bodenreaktionskraft in vertikaler Richtung, F_{max} = die maximale Bodenreaktionskraft, t_{fall} = die Fallzeit, t_{kont} = die Bodenkontaktzeit, t_{flug} = die Flugzeit, t_1 = Zeitpunkt beim Verlassen des Hubtisches (Beginn der Fallzeit), t_2 = Beginn des ersten Bodenkontaktes auf die Messdruckplatte, t_3 = Absprungszeitpunkt, t_4 = Beginn des zweiten Bodenkontaktes auf die Messdruckplatte (Landing).

3.2.2.1. Berechnung der Flughöhe, der Bodenkontaktzeit und des Leistungsindex

Zur Bestimmung der Flughöhe werden in der Fachliteratur mehrere Verfahren eingesetzt. Prinzipiell kann die Flughöhe durch folgende Verfahren ermittelt werden (OBENS 1993; FRICK 1993):

- Bestimmung der Flughöhe aus der Flugzeit
- Bestimmung der Flughöhe aus dem Absprungimpuls
- Bestimmung der Flughöhe aus dem Landeimpuls
- Bestimmung der Flughöhe aus der vertikalen Geschwindigkeit beim Absprung (Ultra-Schall-Messung)
- Bestimmung der Flughöhe anhand einer KSP-Analyse (Film- und Videoanalyse)

Die Bestimmung der Flughöhe aus der Flugzeit bietet mehrere Vorteile gegenüber den anderen Verfahren, insbesondere in Bezug auf die Genauigkeit und den flexiblen Einsatz (FRICK 1993). Nach OBENS (1993), KIBELE / SCHWIRTZ (1996) liefern alle Messverfahren zur Bestimmung der Flughöhe nicht das gleiche Ergebnis. Aus diesem Grund und der Tatsache, dass mehrere Untersuchungen in der Vergangenheit die Bestimmung der Flughöhe anhand der Flugzeiten berechnet haben (TEGTMAYER 1987; GOLLHOFER 1987; SCHMIDTBLEICHER et al. 1987; FRICK 1993; NEUBERT 1999; BUBECK 2002; RAPP 2002), wurde in der vorliegenden Untersuchung die Berechnung der Flughöhe aus den erfassten Flugzeiten realisiert.

Die Flugzeiten können problemlos anhand der Kraft-Zeit-Kurven ermittelt werden. In Abb. 3-5 und 3-6 sind schematisch die Kraft-Zeit-Kurven aller drei verwendeten Sprungformen dargestellt. Die Flugzeit wurde dann vom Zeitpunkt des Absprunghes (t_1 beim SJ und CMJ sowie t_3 beim DJ) bis zum Zeitpunkt der Landung (t_2 beim SJ und CMJ sowie t_4 beim DJ) registriert.

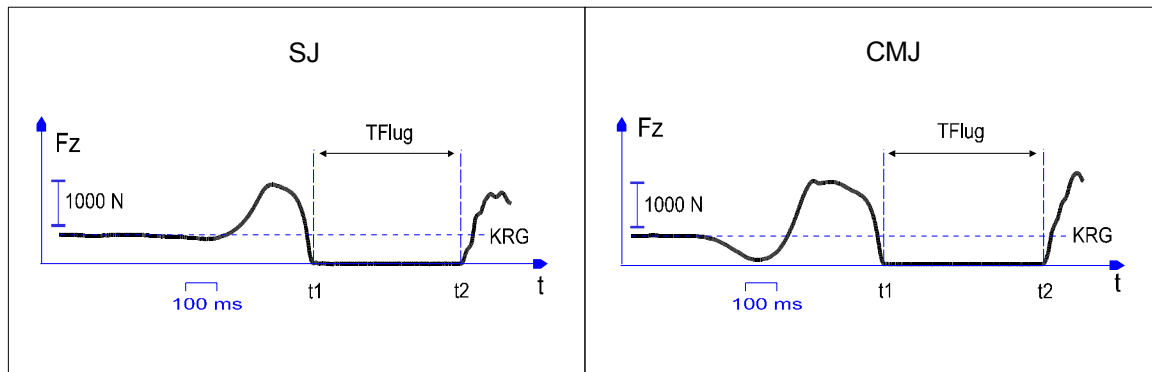


Abb. 3-6: Schematische Darstellung der Bestimmung der Flugzeiten beim SJ und CMJ

Erläuterungen: Fz = Bodenreaktionskraft in vertikaler Richtung, KRG = Körpergewichtslinie, t1 = Absprungszeitpunkt, t2 = Beginn der Landung.

Die Berechnung der Flughöhe erfolgte in Anlehnung an GOLLHOFER (1987) und FRICK (1993) anhand der Gleichung:

$$h_{\text{flug}} = \frac{1}{8} \times g \times t_{\text{flug}}^2 \quad (1)$$

In dieser Gleichung entspricht h_{flug} der Flughöhe, g der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$ und t_{flug} der erfassten Flugzeit.

Des Weiteren wurden für den DJ anhand der Kraft-Zeit-Kurven (siehe Abb. 3-5) zusätzlich die Fallzeiten (von Zeitpunkt t_1 bis zum Zeitpunkt t_2) und die Bodenkontaktzeiten (von Zeitpunkt t_2 bis zum Zeitpunkt t_3) festgehalten. Die Berechnung des reaktiven Leistungsindex wurde dann durch die Division der Flugzeiten mit den Bodenkontaktzeiten bestimmt.

3.2.2.2. Ermittlung der realen Fallhöhe

Die Belastungsvariation kann bei den DJ sehr einfach durch die entsprechende Wahl der Niedersprunghöhen erzielt werden. In der Regel werden die Dehnungsbelastungen so gewählt, dass jede Niedersprunghöhe eine andere Belastungssituation darstellt. Die realisierte Fallhöhe entspricht bei den DJ nicht immer der vorgegebenen Niedersprunghöhe. Der Unterschied zwischen der vorgegebenen und realisierten Fallhöhe entsteht dadurch, dass die Versuchspersonen trotz der entsprechenden Anweisungen beim Lösen vom Hubtisch entweder durch eine leichte Abdruckbewegung nach oben für eine Erhöhung des Körperschwerpunktes (KSP) gegenüber der Absprungstelle sorgen oder durch eine leichte Beugung der Beine den KSP absenken. Um diese Problematik zu beheben, wurden die Fallhöhen (h_{fall}) anhand der erfassten Fallzeiten berechnet. Die Bestimmung der Fallhöhe erfolgte dann gemäß folgender Gleichung:

$$h_{\text{fall}} = \frac{1}{2} \times g \times t_{\text{fall}}^2 \quad (2)$$

In dieser Gleichung entspricht h_{fall} der Fallhöhe, g der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$ und t_{fall} der erfassten Fallzeit.

Bei Abweichungen der realen Fallhöhen von den vorgegebenen Fallhöhen, wurde die realisierte Fallzeit (t_{fall}) mit der für die entsprechende Höhe des Hubtisches notwendigen Fallzeit (t_{Hubtisch}) verglichen. Wenn $t_{\text{fall}} \leq t_{\text{Hubtisch}}$ ist, kann angenommen werden, dass kein aktives Abdrücken der Versuchspersonen

beim Lösen vom Hubtisch erfolgte und somit keine zusätzliche Erhöhung der vorgegebenen Fallhöhe entstanden ist. Es könnte sogar ein Absenken des KSP durch Beugung des rechten Beines zu Beginn der Fallbewegung stattgefunden haben. Die Berechnung der korrigierten Fallhöhen (h_{korrr}) erfolgte dann anhand der Gleichung (2). Wenn $t_{\text{fall}} > t_{\text{Hubtisch}}$ ist, so kann angenommen werden, dass die Versuchspersonen durch ein Abdrücken beim Lösen vom Hubtisch aktiv nach oben abgesprungen sind und dadurch die vorgegebene Fallhöhe noch weiter erhöhten. In diesem Fall erfolgte die Berechnung der korrigierten Fallhöhen in Anlehnung an BUBECK (2002). Dieser Vorgang ist in Abb. 3-7 schematisch dargestellt. Die Berechnung der korrigierten Fallhöhen wurde anhand der nachfolgenden Gleichung (3) realisiert.

$$h_{\text{korrr}} = \left(\frac{0,5 \times g \times (t_{\text{fall}})^2 - h_{\text{Hubtisch}}}{t_{\text{fall}}} \right) / 2 \times g + h_{\text{Hubtisch}} \quad (3)$$

In dieser Gleichung entspricht h_{korrr} der korrigierten Fallhöhe, g der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$, t_{fall} der erfassten Fallzeit und h_{Hubtisch} der vorgegebenen Fallhöhe

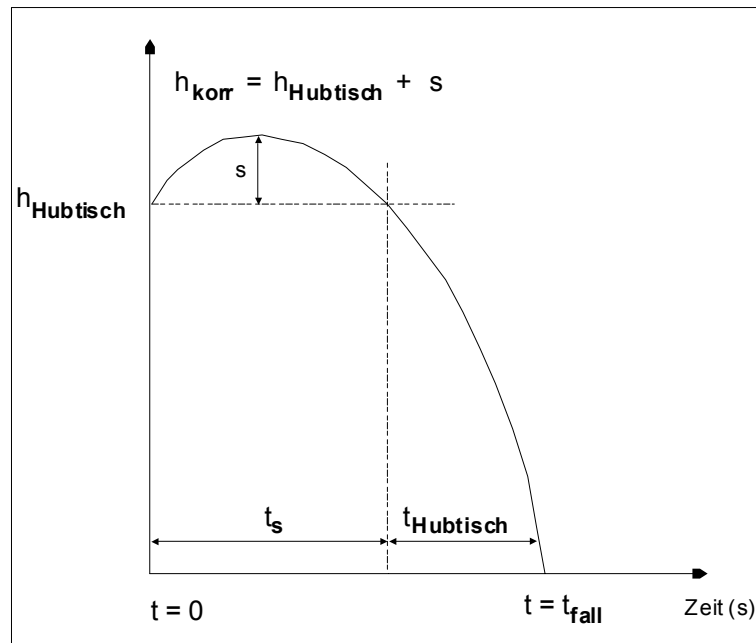


Abb. 3-7: Schematische Darstellung der Berechnung der korrigierten Fallhöhen bei Überhöhungen anhand der Flugzeiten beim DJ. (Aus: BUBECK 2002, in Anlehnung an BÄURLE / BUBECK 1999)

3.2.3. Kinematographische Parameter

Die Bestimmung der kinematographischen Parameter erfolgte anhand der Winkel-Zeit-Kurven. Die erhobenen Winkel-Zeit-Verläufe wurden wegen einer höheren Reliabilität und der Vergleichbarkeit mit den Ergebnissen der EMG-Analyse zuerst gemittelt und anschließend geglättet. Als Triggersignal diente bei den DJs die Landung auf der Messdruckplatte (siehe auch Kap. 3.2.2). Die Abschätzung

der Bewegungsamplituden und der mittleren Winkelgeschwindigkeiten erfolgte in Anlehnung an GOLLHOFER (1987), FRICK (1993) und BAUMANN / PREISS (1996). Nach diesem Verfahren wurden die Gelenkwinkelwerte zu Beginn (a_0) und am Ende (a_2) der Bodenkontaktphase, sowie im Moment der größten Bewegungsamplitude (a_1) im Knie- und Sprunggelenk und die entsprechenden Zeitwerte erhoben (siehe auch Abb. 3-8). Als größte Bewegungsamplitude wurde im Kniegelenk der maximale Flexionswinkel und im Sprunggelenk der maximale Dorsalflexionswinkel bestimmt. Anhand dieser Parameter konnten die Bewegungsamplituden des Knie- und Sprunggelenkes der Flexionsphase (A_{flex}) und der Extensionsphase (A_{ext}) durch Subtraktion berechnet werden. Die Berechnung der mittleren Winkelgeschwindigkeit erfolgte anhand folgender Formel und wurde sowohl während der Flexionsphase (W_{flex}) als auch während der Extensionsphase (W_{ext}) bestimmt:

$$W_{flex} = \frac{a_0 - a_1}{t_{flex}} \quad (4) \quad W_{ext} = \frac{a_2 - a_0}{t_{ext}} \quad (5)$$

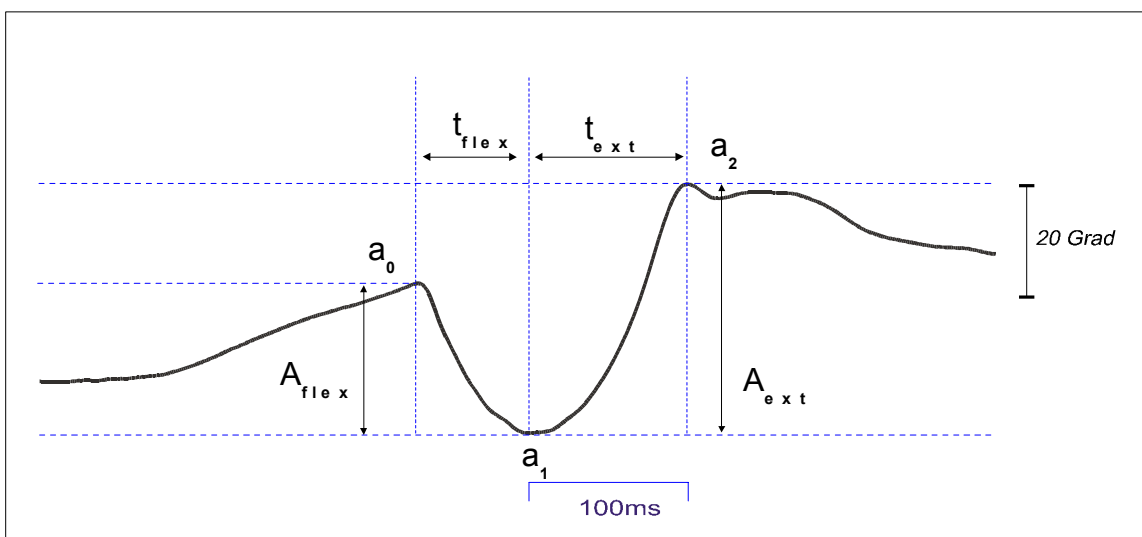


Abb. 3-8: Schematische Darstellung der Kenngrößenfestlegung der Winkel-Zeit-Kurven des Sprung- und Kniegelenkes bei DJs

Erläuterungen: a_0 = Gelenkwinkel zum Bodenkontaktbeginn, a_1 = Gelenkwinkel am Bewegungsamplitudenmaximum, a_2 = Gelenkwinkel zum Bodenkontaktende, A_{flex} = Gelenkwinkeländerung in der Flexionsphase (Differenz von a_0 und a_1), t_{flex} = Zeitdauer der Flexionsphase, A_{ext} = Gelenkwinkeländerung in der Extensionsphase (Differenz von a_0 und a_2), t_{ext} = Zeitdauer der Extensionsphase.

3.2.4. Mechanische Parameter

Zur Berechnung weiterer mechanischer Parameter wurden in der vorliegenden Arbeit folgenden Gleichungen und Formeln verwendet:

Berechnung der Absprunggeschwindigkeit (V_v)

Die Berechnung der Absprunggeschwindigkeit erfolgte in Anlehnung an BOSCO et al. (1982/1983) anhand folgender Gleichung:

$$\mathbf{V}_v = \frac{\mathbf{g} \times \mathbf{t}_{\text{flug}}}{2} \quad (6)$$

In dieser Gleichung entspricht \mathbf{V}_v der Absprunggeschwindigkeit, \mathbf{g} der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$ und \mathbf{t}_{flug} der Flugzeit

Berechnung der Aufprallgeschwindigkeit (\mathbf{V}_d)

Die Berechnung der Aufprallgeschwindigkeit erfolgte über den Energieerhaltungssatz:

Da $E_{\text{pot}_{\text{tstart}}} = E_{\text{taufprall}}$ folgt daraus $mgh_{\text{korr}} = \frac{1}{2}mv^2 \Rightarrow v^2 = 2gh$ bzw. die nachfolgende Gleichung:

$$\mathbf{V}_d = \sqrt{2 \times \mathbf{g} \times \mathbf{h}_{\text{korr}}} \quad (7)$$

In dieser Gleichung entspricht \mathbf{V}_d der Aufprallgeschwindigkeit, \mathbf{g} der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$ und \mathbf{h}_{korr} der korrigierten Fallhöhe.

Berechnung der Kontaktzeit während der exzentrischen und konzentrischen Phase (t_{neg}) und (t_{pos})

Die Berechnung der Kontaktzeiten während der exzentrischen und konzentrischen Phase erfolgte ebenfalls in Anlehnung an BOSCO (1982) anhand folgender Gleichung:

$$t_{\text{neg}} = \frac{\mathbf{V}_v \times t_{\text{kont}}}{\mathbf{V}_v + \mathbf{V}_d} \quad (8)$$

\mathbf{V}_d entspricht der Aufprallgeschwindigkeit, \mathbf{V}_v entspricht der Absprunggeschwindigkeit, t_{kont} der gesamten Bodenkontaktzeit und t_{neg} der Bodenkontaktzeit während der exzentrischen Phase. Die Bodenkontaktzeit während der konzentrischen Phase wurde durch die Subtraktion der t_{neg} von der t_{kont} ermittelt.

Berechnung der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des ersten (Landung) und zweiten (Abdruck) Bodenkontaktes (E_{Landung} und E_{Abdruck})

Die Berechnung des Energiebeitrags zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes (Landung) stellt den tatsächlichen (absoluten) Grad der Belastung beim DJ dar. Dies beruht auf der Tatsache, dass nicht nur die Fallhöhe, sondern auch das Produkt aus Fallhöhe, Masse und Beschleunigung die tatsächliche Belastung beim DJ verursacht (BUBECK 2002). Des Weiteren stellt die Berechnung des Energiebeitrags zum Zeitpunkt des zweiten (Abdruck) Bodenkontaktes die zur Verfügung stehende Energie unmittelbar vor dem Absprung dar. Damit kann der Grad der tatsächlichen (absoluten) Leistung determiniert werden. Die Berechnung der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes erfolgte über den Energieerhaltungssatz. Die negativ dynamisch einwirkende Energie (E_{Landung}) zum Zeitpunkt der Landung ist gleich der potentiellen Energie zu Beginn der Bewegung.

$$E_{\text{Landung}} = E_{\text{pot}_{\text{tstart}}} = \mathbf{g} \times \mathbf{m} \times \mathbf{h}_{\text{korr}} \quad (9)$$

E_{Landung} ist die kinetische Energie zum Zeitpunkt des Aufpralls, $E_{\text{pot}, t_{\text{start}}}$ ist die potentielle Energie zu Beginn der Bewegung, g die Erdbeschleunigungskonstante mit $9,81 \text{ m/s}^2$ und h_{korr} die korrigierte Fallhöhe. Für die kinetische Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes (Abdruck) gilt die gleiche Berechnung. Der einzige Unterschied ist, dass hier die kinetische Energie am Scheitelpunkt der Flugparabel durch die erzielte Sprunghöhe berechnet wurde:

$$E_{\text{Abdruck}} = g \times m\beta \times h_{\text{flug}} \quad (10)$$

E_{Abdruck} ist die kinetische Energie zum Zeitpunkt des Abdrucks, h_{flug} ist die erzielte Sprunghöhe.

Bestimmung der Brems- und Beschleunigungsleistung (P_{neg} und P_{pos})

Die kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten (Aufprall) und zweiten (Abdruck) Bodenkontaktes stellt die absolute Belastung sowie den absoluten vorhandenen energetischen Beitrag zum Zeitpunkt des Absprungs dar. Um die mittleren Beiträge der kinetischen Energie zu erfassen, wird zudem die Brems- und Beschleunigungsleistung berechnet. Die Bestimmung der Brems- und Beschleunigungsleistung (P_{neg} und P_{pos}) lässt sich anhand der Beiträge der erzeugten Energie zum Zeitpunkt des Aufpralls (E_{Landung}) und zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes (E_{Abdruck}) und dann durch die Zeitdauer der negativ dynamischen Phase bzw. der positiv dynamischen Phase berechnen:

$$P_{\text{neg}} = E_{\text{Landung}} / t_{\text{neg}} \text{ bzw. } P_{\text{pos}} = E_{\text{Abdruck}} / t_{\text{pos}} \quad (11)$$

Bestimmung der mechanischen Leistung (P)

Neben dem reaktiven Leistungsindex (L_{index}) stellt die mechanische Leistung (P) einen aussagekräftigen Parameter zur Determinierung der Leistung beim DVZ dar. Diese Aussage wird durch die Einbeziehung sowohl des Belastungsinputs (Produkt aus Fallhöhe, Masse, Beschleunigung und Aufprallgeschwindigkeit) als auch des Leistungsoutputs (Produkt aus Sprunghöhe, Masse, Beschleunigung und Absprunggeschwindigkeit) sowie die Division dieser Parameter durch die gesamte Zeitdauer (Bodenkontaktzeit) begründet. Die mechanische Leistung (P) wurde in Anlehnung an KYRÖLÄINEN et al. (1998) abgeschätzt. Die Berechnung erfolgte durch die Ermittlung der gesamten Arbeit (W_{ges}). Die gesamtgeleistete Arbeit (W_{ges}) lässt sich durch die Addition der geleisteten Arbeit während der negativ dynamischen Phase (W_{neg}) und der positiv dynamischen Phase (W_{pos}) berechnen. Die mechanische Leistung (P) wird dann durch folgende Gleichungen berechnet.

Arbeit während der negativ dynamischen Phase:

$$W_{\text{neg}} = m\beta \times g \times h_{\text{korr}} + 0,5 \times m\beta \times v_d^2 \quad (12)$$

Arbeit während der positiv dynamischen Phase:

$$W_{\text{pos}} = m\beta \times g \times h_{\text{flug}} + 0,5 \times m\beta \times v_v^2 \quad (13)$$

In den Gleichungen (12) und (13) ist W_{neg} die geleistete Arbeit während der negativ dynamischen Phase (t_{neg}), W_{pos} die geleistete Arbeit während der positiv dynamischen Phase (t_{pos}), $m\beta$ die Körper-

masse der Versuchspersonen, g die Erdbeschleunigungskonstante mit $9,81 \text{ m/s}^2$, V_v die Absprunggeschwindigkeit, V_d die Aufprallgeschwindigkeit, h_{korr} , die korrigierte Fallhöhe und h_{flug} die erzielte Sprunghöhe.

Anhand der Gleichungen (12) und (13) lässt sich dann die gesamtgeleistete Arbeit (W_{ges}) berechnen:

$$W_{\text{ges}} = W_{\text{neg}} + W_{\text{pos}} \quad (14)$$

Die mechanische Leistung (P) wird durch die Division der gesamtgeleisteten Arbeit (W_{ges}) mit der Bodenkontaktzeit (t_{kont}) berechnet. Daher ergibt sich Gleichung (15):

$$P = \frac{W_{\text{ges}}}{t_{\text{kont}}} \quad (15)$$

3.2.5. Elektromyographische Parameter

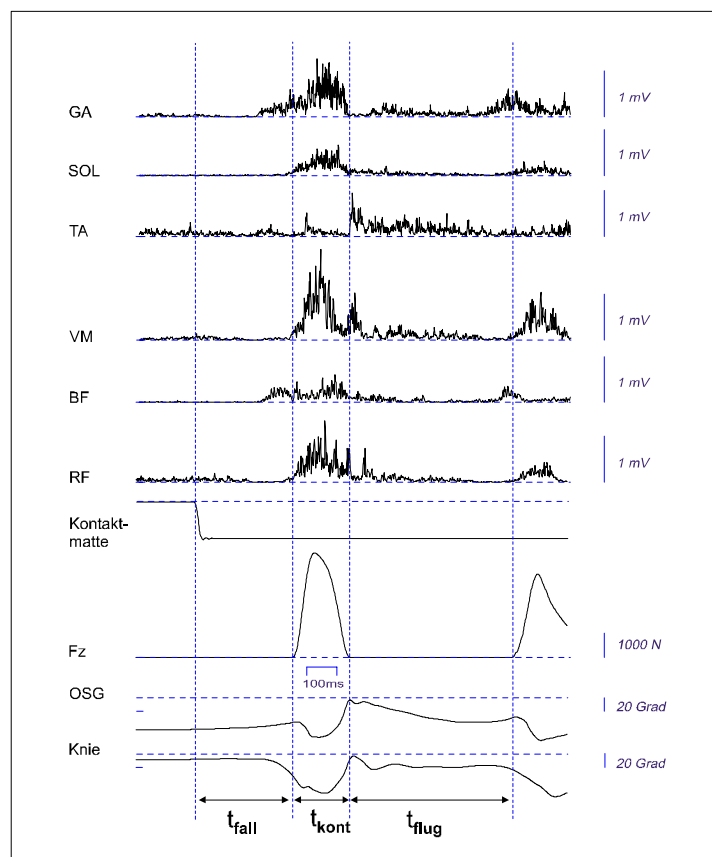


Abb. 3-9: Darstellung der EMG-Aktivität, Kraft- und Winkel-Zeit-Kurven sowie das Kontaktmattesignal beim DJ.

Erläuterungen: GA = m. gastrocnemius, SOL = m. soleus, TA = m. tibialis anterior, VM = m. vastus medialis, BF = m. biceps femoris, RF = m. rectus femoris, OSG = oberes Sprunggelenk, t_{fall} = Fallzeit, t_{kont} = Bodenkontaktzeit, t_{flug} = Flugzeit.

Die Auswertung der elektromyographischen Parameter erfolgte nach den Literaturangaben in Anlehnung an GOLLHOFER (1987), FRICK (1993), NEUBERT (1999) und BUBECK (2002). Die Rohdaten aller erfassten Messsignale (sechs EMG-Kanäle, zwei Goniometersignale, ein Kraft-Kanal und das Kontaktmattensignal) wurden einem Average-Verfahren unterzogen. Die EMG-Signale wurden aufsummiert und gleichgerichtet. Als Triggersignal diente bei der isometrischen Maximalkraft der Kraft-Zeit-Kurvenbeginn, bei den SJ und CMJ der Zeitpunkt des Verlassens der Messdruckplatte und bei den DJ der erste Bodenkontakt (Beginn der Kraft-Zeit-Kurve). Anhand dieses Verfahrens konnte für jede Versuchsperson und für jede Bedingung das Innervationsmuster mit den dazugehörigen Kraft- und Winkel-Zeit-Kurven erfasst werden (siehe auch Abb. 3-9). Die weitere Verarbeitung und Auswertung des Innervationsverhalten wird je nach Bedingung wie folgt detailliert beschrieben.

Elektromyographische Kennwerte der isometrischen Maximalkraftmessung

Das Innervationsmuster bei der isometrischen Maximalkraftmessung wurde gemäß der Auswertung der Kraft-Zeit-Kurven parametrisiert (siehe auch Kap. 3.2.1). Es wurden zwei Parameter herangezogen. Als Erstes wurde das integrierte EMG (IEMG) an den aufsummierten und gleichgerichteten Roh-EMGs berechnet. Das IEMG wurde für alle erfassten Muskeln vom Beginn des ersten Kraftanstieges (Beginn der Kraftkurve) bis zum Kraftmaximum bestimmt (Punkte t_0 bis t_{max} in der Abb. 3-10). Das IEMG wurde dann durch die entsprechende Zeit relativiert und als mittlere Amplitude angegeben. Als zweiter Parameter wurde das Integral der EMG-Aktivität für die ersten sechs Zeitfenster berechnet (Latenzphasen L_1 bis L_6 auf der Abb. 3-10). Jedes Zeitfenster betrug 100 ms. Durch die Berechnung dieser beiden Parameter war es möglich, Aussagen über das Innervationsverhalten sowohl der gesamten Kontraktionsdauer bis zum Erreichen des Kraftmaximums als auch während des Kraftanstiegs zu treffen.

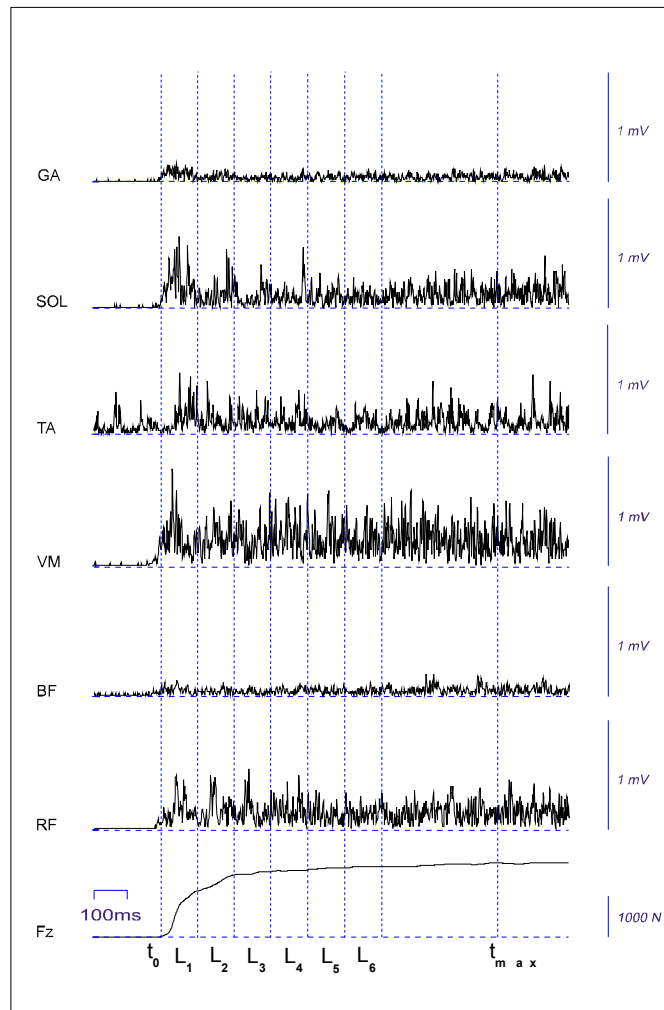


Abb. 3-10: Schematische Darstellung der Parametrisierung des Innervationsverhaltens der erfassten Muskeln bei der isometrischen Maximalkraftmessung

Erläuterungen: t_0 = Beginn des Kraftanstiegs, t_{max} = Zeitpunkt des Kraftmaximums, L_1 bis L_6 = Zeitfenster mit einer Dauer von 100 ms vom Beginn des Kraftanstiegs.

Bestimmung der elektromyographischen Kennwerte beim SJ

Die Parametrisierung des Innervationsmusters beim SJ kann Auskunft über den Aktivierungsgrad (Aktivierungshöhe) der willkürlichen Innervationsfähigkeit bei konzentrischen Kontraktionen geben. In diesem Fall wird die willentliche Aktivierungsfähigkeit als eine Referenzgröße (100%) angenommen. Durch ein solches Verfahren ist es möglich reflektorische Anteile beim Innervationsmuster von reaktiven Kontraktionsformen zu unterscheiden. Dieses Verfahren wurde früher von DIETZ et al. (1979) verwendet. Als Referenzgröße nahmen diese Autoren die Innervationshöhe der willkürlichen isometrischen Kontraktion. In der vorliegenden Untersuchung dagegen wurde aus Gründen der Vergleichbarkeit die Innervationshöhe des SJ herangezogen. Die Parametrisierung des Innervationsmusters beim SJ erfolgte in Anlehnung an NEUBERT (1999). Nach diesem Verfahren (vgl. auch Abb. 3-11) wurde das Integral der EMG-Aktivität in einem Zeitfenster von 150 bis 50 ms vor Verlassen der Druckmessplatte berechnet. Dieser Aktivitätsanteil diente dann als Referenzgröße und wurde als die maximale willkürliche Aktivierungsfähigkeit bei konzentrischen Bewegungsformen interpretiert. Nach NEUBERT (1999) waren folgende Kriterien für die Wahl dieses Zeitfensters ausschlaggebend:

- Lokalisierung des Zeitfensters beim SJ und CMJ in der konzentrischen Phase

- Vergleichbare Winkelstellungen zwischen allen drei Sprungformen
- Vermeiden der EMG-Reduzierung beim SJ und CMJ, nachdem die EMG-Aktivität der beiden Sprungformen eine Reduzierung ca. 30 ms vor Verlassen der Messdruckplatte nachweist

Bestimmung der elektromyographischen Kennwerte beim CMJ

Die Bestimmung der elektromyographischen Variablen beim CMJ erfolgte anhand der Kraft-Zeit-Kurven (siehe Kap. 3.2.2). Es wurden folgende Phasen festgelegt: a) die Phase des negativen Kraftstoßes beim Ausholen (L1), b) die Phase des Bremsstoßes beim Ausholen (L2), c) die Absprung- oder Beschleunigungsphase (L3) und d) die Phase der Beschleunigungsreduktion. Die Beschleunigungsphase (L3) entspricht wie auch beim SJ dem Integral der EMG-Aktivität in einem Zeitfenster von 150 bis 50 ms vor Verlassen der Messdruckplatte. So erhielt man eine Vergleichbarkeit der EMG-Aktivität zwischen den SJ und CMJ. Für alle diese Phasen wurden die EMG-Integrale durch die entsprechende Phasendauer relativiert und als mittlere Amplituden dargestellt. Die schematische Darstellung dieses Verfahrens ist in Abbildung 3-11 zu sehen.

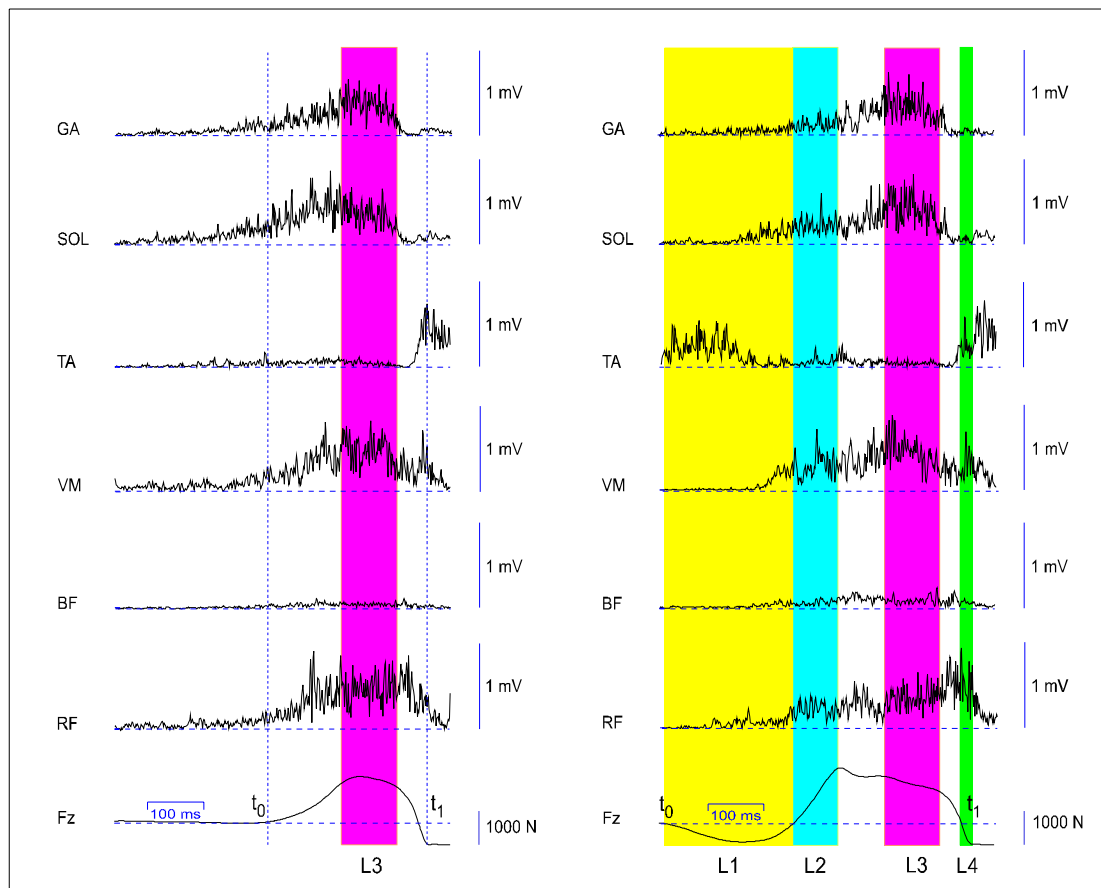


Abb. 3-11: Schematische Darstellung der Parametrisierung des Innervationsverhaltens der erfassten Muskeln beim SJ und CMJ

Erläuterungen: t_0 = Beginn der Kraft-Zeit-Kurve, t_1 = Ende der Kraft-Zeit-Kurve, L1 = Phase des negativen Kraftstoßes beim Ausholen, L2 = Phase des Bremsstoßes beim Ausholen, L3 = Absprungphase oder Beschleunigungsphase und L4 = Phase der Beschleunigungsreduktion.

Bestimmung der elektromyographischen Kennwerte beim DJ

Durch die Parametrisierung des Innervationsmusters beim DJ erhält man Auskünfte über folgende Parameter:

- Zeitlicher Aspekt der EMG-Aktivität
- Intensitätsaspekt der EMG-Aktivität
- Funktioneller Aspekt der EMG-Aktivität

Über die Rolle und Aufgaben dieser Parameter im Bewegungsprogramm des DJ wird ausführlicher in Kapitel 4 berichtet. Um diese Parameter zu erfassen, wurde das Innervationsverhalten beim DJ folgendermaßen parametrisiert:

In der ersten Ableitung wurde das Elektromyogramm mit einer 15 Hz Tiefpassfilterung geglättet (siehe Abb. 3-12). Anhand dieses Verfahrens erfolgte die Bestimmung der maximalen EMG-Amplituden während der Bodenkontaktphase und während der Vorinnervation sowie die Zeitpunkte ihres Auftretens in Bezug auf den Bodenkontakt. Ebenso wurden bezüglich des Bodenkontaktes die Rekrutierungszeitpunkte ermittelt (Beginn der Vorinnervation). Die Ermittlung dieser Zeitpunkte erfolgte durch eine graphische Inspektion der EMG-Verläufe (dazu siehe auch DYHRE-POULSEN et al. 1991). Durch die Verwendung dieser Methode war es möglich, die oft entstandenen „Lücken“ im EMG-Verlauf zu überspringen und damit den tatsächlichen Rekrutierungszeitpunkt zu erfassen. Zusätzlich zur Bestimmung der maximalen EMG-Amplituden erfolgte die Erfassung der mittleren Amplituden des gesamten EMG-Verlaufs (Gesamtaktivität) sowie der Vorinnervation. Zur Berechnung der mittleren Amplituden der Gesamtaktivität wurde zuerst das aufsummierte und gleichgerichtete IEMG der Voraktivität und der Aktivität während der Bodenkontaktphase erfasst, in einem weiteren Schritt wurden die beiden Integrale addiert und dann durch die gesamte Zeit (Dauer der Voraktivität und der Bodenkontaktphase) relativiert. Entsprechend erfolgte die Berechnung der mittleren Amplituden der Vorinnervationsphase (Division des Integrals der Voraktivität durch ihre Dauer). Die zeitlichen Verläufe sowie die Intensitätsverläufe der EMG-Aktivität konnten durch die Ermittlung der mittleren und maximalen EMG-Amplituden und die Bestimmung ihres zeitlichen Auftretens einerseits sowie der Bestimmung der Rekrutierungszeitpunkte andererseits ausreichend bestimmt werden.

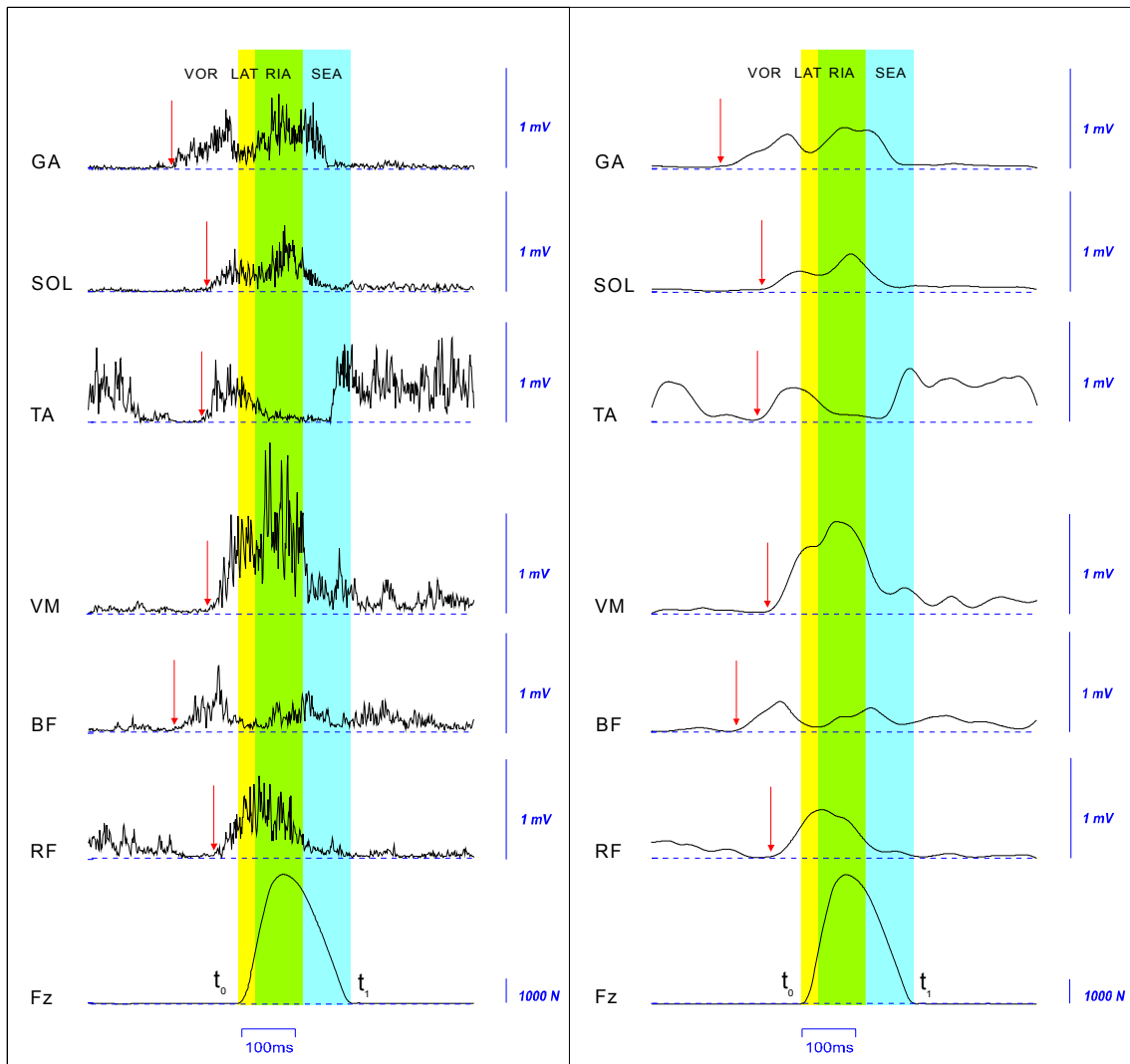


Abb. 3-12: Schematische Darstellung der Parametrisierung des Innervationsverhaltens der erfassten Muskeln beim DJ. Links: aufsummiertes EMG (5 Zyklen), rechts: EMG-Verlauf nach 15 Hz Tiefpassfilterung.

Erläuterungen: t_0 = Beginn der Kraft-Zeit-Kurve, t_1 = Ende der Kraft-Zeit-Kurve. Die vertikalen roten Pfeile zeigen den Beginn der Vorinnervationsphase.

Der funktionelle Aspekt der EMG-Aktivität wurde durch einen weiteren Auswertungsschritt bestimmt. Zur Parametrisierung des EMG-Musters wurde das aufsummierte und gleichgerichtete EMG integriert (IEMG) und in Anlehnung an GOLLHOFER (1987), FRICK (1993) und NEUBERT (1999) in die physiologischen Phasen der Voraktivität (VOR = Beginn der EMG-Aktivität bis zum Bodenkontakt), in die Latenzphase (LAT = vom Bodenkontakt bis 30 ms nach dem Bodenkontakt), in die reflexinduzierte Phase (RIA = 30 bis 120 ms nach dem Bodenkontakt) und in die Phase der späten EMG-Antworten (SEA = 120 ms nach dem Bodenkontakt bis zum Bodenkontaktende) unterteilt (siehe auch Abb. 3-12). Das IEMG jeder funktionellen Phase wurde dann für die weitere quantitative Analyse und Interpretation der Ergebnisse entweder als prozentualer Anteil an der Gesamtaktivität oder als mittlere Amplitude (das IEMG relativiert durch die entsprechende Zeit) berechnet und angegeben.

Die Überprüfung auf reflektorische Anteile während der EMG-Aktivität bei den DJ erfolgte durch einen Vergleich der mittleren Amplitude der RIA-Phase (Integral von 30 bis 120 ms relativiert durch die Zeit)

mit der mittleren Amplitude der SJ EMG-Aktivität während der Zeitfenster zwischen 50 und 150 ms vor dem Absprungzeitpunkt. Wenn sich im DJ eine deutlich höhere EMG-Aktivität ergibt, dann kann davon ausgegangen werden, dass ein zusätzlicher afferenter Innervationsbeitrag geleistet wurde.

3.3 Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung

Jedes eingesetzte Messverfahren ist mehr oder weniger mit Fehlern behaftet, wobei zur Entstehung dieser Fehler unterschiedliche Faktoren eine Rolle spielen können. Nach WILLIMCZIK (1989) unterscheidet man bei der Berechnung der Fehler in Bezug auf ihr Zustandekommen bis zu vier Fehlerarten: den groben Fehler, den systematischen (regelmäßigen) Fehler, den zufälligen (unregelmäßigen) Fehler und den totalen Fehler.

- Grobe Fehler beziehen sich auf Einzelfehler. Sie entstehen in der Regel beim Ablesen der Messwerte, bei der Transformation (z.B. beim Vorliegen von individuellen Verstärkungseinstellungen elektronischer Geräte) oder bei der Datenübertragung.
- Systematische Fehler entstehen durch Fehler und Ungenauigkeiten des Messverfahrens oder des Messinstrumentariums. Sie haben einen konstanten Einfluss auf das Messergebnis. Der systematische Fehler kann durch entsprechende Kalibrierung der Messgeräte kompensiert werden. Wenn die Höhe des systematischen Fehlers nicht genau bestimmt werden kann, dann wird grob abgeschätzt, meist durch Angabe des größtmöglichen Fehlers.
- Zufällige (unregelmäßige) Fehler entstehen durch Rundungsfehler in einer Messwertreihe. Sie unterscheiden sich äußerlich von den systematischen Fehlern vor allem dadurch, dass sie nicht nur einseitig als positive oder negative Fehler, sondern in beiden Richtungen auftreten. Diese Fehlerart verursacht eine Streuung der Messwerte um einen Mittelwert. Durch häufige bedingungskonstante Messwiederholungen können zufällige Fehler verkleinert, jedoch nicht eliminiert werden.
- Totale Fehler beziehen sich auf den gesamten Forschungsprozess. Sie werden als die Summe der verschiedenen systematischen und zufälligen Fehler angegeben, da diese beiden Fehlerarten in der Forschungspraxis nicht isoliert vorkommen können (WILLIMCZIK 1977). Die totalen Fehler entsprechen eher den Eigenschaften der zufälligen Fehler, da die systematischen Fehler mit unterschiedlichen Vorzeichen mit in die Berechnung eingehen.

Für die Berechnung des Fehlers $\Delta y|_{x_i}$ gilt dann:

$$\Delta y|_{x_i} = \frac{\partial y}{\partial x_i} \times \Delta x_i$$

Falls weitere Größen mit in die Berechnung einfließen, kann das Fehlerfortpflanzungsgesetz von GAUSS angewendet werden. Danach gilt für den Fehler y einer zusammengesetzten Messgröße Y folgendes:

$$\Delta y = \sqrt{(\Delta y|_{x_1})^2 + (\Delta y|_{x_2})^2 + \dots}$$

$$= \sqrt{\left(\frac{\partial y}{\partial x_1} \times \Delta x_1\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial x_2} \times \Delta x_2\right)^2 + \dots}$$

Die nachfolgenden Berechnungen werden nach diesem Verfahren durchgeführt. Im Allgemeinen werden drei Fehler definiert und berechnet: der maximale, der durchschnittliche und der mittlere Fehler (WILLIMCZIK 1977). Da aus statistischer Sicht der mittlere Fehler am aussagekräftigsten ist, wurde hier der absolute mittlere Fehler berechnet.

Bestimmung des Fehlers der zeitlichen Parameter, der isometrischen Maximalkraftwerte sowie der Bodenreaktionskräfte

Der Fehler bei der Bestimmung der zeitlichen Parameter wird von der Dateneinzugsfrequenz determiniert (1000 Hz) und beträgt bei dem Zeitpunkt $\Delta t = \pm 1$ ms. Für Zeiträume beträgt der absolute maximale Fehler $\Delta t = \pm 2$ ms. Bezogen auf die durchschnittlich erreichten Flugzeiten und Bodenkontaktzeiten bei den verschiedenen Stichproben und Sprungbedingungen liegen die relativen Fehler zwischen 0,53% und 1,10% (Bodenkontaktzeit) bzw. zwischen 0,37% und 0,70% (Flugzeit).

Der relative Fehler der Maximalkraftwerte (isometrische Maximalkraft und maximale Bodenreaktionskraft) besteht aus der Nichtlinearität der Kraftaufnehmer ($\pm 0,3\%$) und der Ungenauigkeit des Landungsverstärkers ($\pm 1\%$) und beträgt somit $\Delta F_{\max} = 1,04\%$. Bei isometrischen maximalen Kraftwerten am Beinkraftmessgerät von 3200 N beträgt der absolute Fehler der Kraftwerte $\Delta F_{\max} = 33,3$ N. Bei maximalen Bodenreaktionskraftwerten von 6700 N beträgt der absolute Fehler der Kraftwerte $\Delta F_{\max} = 69,7$ N. Für die Auswertung der Explosivkraft gibt FRICK (1993) einen absoluten Auswertfehler von $\pm 0,12$ N/ms an. Aus diesem Fehler, bezogen auf den Mittelwert für die gesamte Stichprobe von 18,9 Nm/s, ergibt sich ein relativer Auswertfehler von 0,63%.

Nach Angaben von GOLLHOFER (1987) und FRICK (1993) unterliegen die erfassten Kraft-Zeit-Kurven sowohl bei der isometrischen Maximalkraftmessung als auch bei der Sprungkraftmessung einer hohen Reliabilität mit Werten von $r > 0,9$ (Test-Retest-Reliabilitätskoeffizienten). Somit liegen diese über denen von Roth (1977) geforderten Werten von 0,8 für biomechanische Messungen.

Bestimmung des Fehlers der Winkelamplituden und der mittleren Winkelgeschwindigkeiten

Der absolute Auswertfehler der Winkelamplituden beträgt nach Angaben von FRICK (1993) mit $\Delta \alpha = \pm 0,5^\circ$. Aus diesem absoluten Fehler bezüglich des Mittelwertes ergibt sich - für die gesamte Stichprobe von $33,5^\circ$ für das Sprunggelenk und $26,1^\circ$ für das Kniegelenk - ein relativer Auswertfehler von jeweils 1,5% und 1,9%. Nach FRICK (1993), NEUBERT (1999) und BUBECK (2002) zeigen die Winkelamplituden der beiden Gelenke eine hohe Reliabilität mit Werten von $r_{tt} > 0,8$. Somit kann angenommen werden, dass alle Werte über dem geforderten Bereich von 0,8 liegen.

Der relative Auswertfehler für die mittleren Winkelgeschwindigkeiten liegt nach FRICK (1993) bei $\pm 1,7\%$ und zeigt Test-Retest-Korrelationskoeffizienten von $\geq 0,8$. Bei einer Reliabilitätsanalyse allerdings konnte BUBECK (2002) zeigen, dass die Merkmalfuktuation bei den mittleren Winkelgeschwindigkeiten sehr groß ist und die geforderten Werte von $\geq 0,8$ oft nicht erreicht wurden. Dieser Verfasser

fordert, die Ergebnisse, die keine eindeutigen Mittelwertunterschiede zeigen, kritischer zu interpretieren.

Fehlerbestimmung der EMG-Parameter

Durch die entsprechende Präparation der Haut (siehe dazu Kapitel 3.1.6) wurde die Hautimpedanz individuell minimal gehalten, sodass eine geringe Haut-Elektroden-Übergangsimpedanz (hier < 2 K Ω) vorlag. Folglich war der gerätebedingte Messfehler bei weniger als 2%.

In der vorliegenden Studie erfolgte keine Reliabilitätsanalyse der Kenngrößen des EMG-Musters. Da die Erfassung und die weitere Auswertung der EMG-Kenngrößen dieser Studie übereinstimmend mit dem Erfassungs- und Auswertungsverfahren früherer Untersuchungen war, wurde hier auf die Angaben der bisherigen Studien (siehe dazu GOLLHOFER 1987; GOLLHOFER et al. 1989b; KIBELE / MÜLLER 1989; FRICK 1993; NEUBERT 1999; BUBECK 2002) verwiesen.

Bei der Überprüfung der elektromyographischen Kennwerte der isometrischen Maximalkraftmessung zeigen NEUBERT (1999) in Anlehnung an MÜLLER (1987) und KIBELE / MÜLLER (1989) Reliabilitätskoeffizienten zwischen $0,77 < r < 0,97$. Ausnahme ist nach NEUBERT (1999) SOL und GA mit niedrigen Werten zwischen $0,31 < r < 0,42$ aufgrund ihrer variablen Innervation. Die Ursache dieser niedrigen Reliabilitätskoeffizienten liegt vermutlich an der Tatsache, dass beide Muskeln in der verwendeten Messposition keine feste Funktion übernehmen.

Die Reliabilitätskoeffizienten der elektromyographischen Kennwerte der Sprungkraftmessung liegen nach den bisherigen Literaturangaben in ihrer Mehrheit über dem geforderten Wert von $r_{tt} \geq 0,8$. Somit konnte nach GOLLHOFER et al. (1990) von einer hohen Stabilität des neuromuskulären Aktivierungsmusters bei Bewegungen im DVZ ausgegangen werden. MORITANI (1994) gibt in Anlehnung an KOMI / BUSKIRK (1970, 1972) sowie MORITANI / DE VRIES (1978, 1979) für die elektromyographischen Parameter Korrelationskoeffizienten von 0,97 bis 0,99 an.

Bestimmung des Fehlers der korrigierten Fallhöhe

Beim freien Fall ohne Erhöhung des Körperschwerpunktes kann die Fallhöhe über folgende Gleichung berechnet werden:

$$h_{\text{fall}} = \frac{1}{2} \times g \times t_{\text{fall}}^2$$

In dieser Gleichung entspricht g der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$. Der Fehler bei der Bestimmung der zeitlichen Parameter (Fallzeit) beträgt bei dem Zeitpunkt $\Delta t = \pm 1 \text{ ms}$ und bei den Zeiträumen $\Delta t = \pm 2 \text{ ms}$, wenn man den maximal möglichen Fehler betrachtet. Somit beträgt der Fehler für die Fallzeit $\Delta t = \pm 2 \text{ ms}$. Für die Berechnung des absoluten Fehlers der korrigierten Fallhöhe bei $t_{\text{fall}} \leq t_{\text{Hubtisch}}$ gilt dann:

$$\Delta h_{\text{korrr}} = \sqrt{\left(\frac{\partial h_{\text{korrr}}}{\partial t} \times \Delta t\right)^2} \Rightarrow \frac{\partial h_{\text{korrr}}}{\partial t} = 2t$$

Daraus folgt:

$$\Delta h_{\text{korr}} = \sqrt{\left(\frac{\partial h_{\text{korr}}}{\partial t} \times \Delta t\right)^2} = \sqrt{(2t \times \Delta t)^2}$$

$$\Delta h_{\text{korr}} = 0,0014 \text{ m}$$

Bei dieser Gleichung entspricht t einer Flugzeit von 0,350 s, der absolute Fehler Δh_{korr} entspricht bei einer Fallhöhe von 60 cm einem relativen Wert von 0,23%.

Bei $t_{\text{fall}} > t_{\text{Hubtisch}}$, wird angenommen, dass die Versuchspersonen durch ein Abdrücken beim Lösen vom Hubtisch aktiv nach oben abgesprungen sind und sie dadurch die vorgegebene Fallhöhe noch weiter erhöhten. In diesem Fall erfolgte die Berechnung der korrigierten Fallhöhe über die folgende Gleichung:

$$h_{\text{korr}} = \left(\frac{0,5 \times g \times (t_{\text{fall}})^2 - h_{\text{Hubtisch}}}{t_{\text{fall}}} \right) / 2 \times g + h_{\text{Hubtisch}}$$

Nach dem Fortpflanzungsgesetz von GAUSS gilt dann für die korrigierten Fallhöhen bei einem Fehler der Hubtischhöhenbestimmung (h_{Hubtisch}) von $\Delta h_{\text{Hubtisch}} = \pm 0,001\text{m}$:

$$\Delta h_{\text{korr}} = \sqrt{\left(\frac{\partial h_{\text{korr}}}{\partial t} \times \Delta t\right)^2 + \left(\frac{\partial h_{\text{korr}}}{\partial h_{\text{Hubtisch}}} \times \Delta h_{\text{Hubtisch}}\right)^2} =$$

$$= \sqrt{\left(\frac{0,5t^4g^2 - 2gt^2(1-h) - 2h^2}{t^3} \times \frac{1}{g+h} \times \Delta t\right)^2 + \left(\frac{-4hg - 3h^2 - 2t^2g^2 - 2gt^2h - 0,25g^2t^4}{t^2(2g+h)^2} \times \Delta h\right)^2}$$

$$\Delta h_{\text{korr}} = 0,00132 \text{ m}$$

Bei dieser Gleichung ist $g = 9,81 \text{ m/s}^2$, $t = 0,467 \text{ s}$, $h = 0,6 \text{ m}$, $\Delta t = \pm 0,002 \text{ s}$, $\Delta h = \pm 0,001 \text{ m}$.

Da beide Fehler im gleichen Bereich liegen, wird mit dem absoluten Fehler von 0,0014 m gerechnet. Dieser Fehler entspricht bei einer Fallhöhe von 60 cm einem relativen Wert von 0,23%.

Bestimmung des Fehlers der Sprunghöhe

Nachdem die Berechnung der Flughöhe anhand der nachfolgenden Gleichung erfolgte:

$$h_{\text{flug}} = \frac{1}{8} \times g \times t_{\text{flug}}^2$$

wurde die Berechnung des Fehlers der Sprunghöhe folgendermaßen realisiert:

$$\Delta h_{\text{flug}} = \frac{1}{4} \times g \times t_{\text{flug}} \times \Delta t_{\text{flug}}$$

$$\Delta h_{\text{flug}} = 0,0026 \text{ m}$$

Bei dieser Gleichung entspricht g der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$, t_{flug} der Flugzeit mit $t = 0,500 \text{ s}$) und Δt_{flug} dem bereits dargestellten Fehler mit $0,002 \text{ s}$. Bei mittleren Sprunghöhen von $0,30 \text{ m}$ entspricht dieser absolute Fehler einem relativen Fehler von $0,83\%$.

Bestimmung des Fehlers der Aufprallgeschwindigkeit (V_d)

Die Berechnung des Fehlers der Aufprallgeschwindigkeit (V_d) erfolgte anhand folgender Gleichung:

$$\Delta V_d = \sqrt{\left(\frac{g}{\sqrt{2g h_{\text{korr}}}} \times \Delta h_{\text{korr}} \right)^2}$$

Bei $g = 9,81 \text{ m/s}^2$; $\Delta h_{\text{korr}} = 0,0014 \text{ m}$; $h_{\text{korr}} = 0,6 \text{ m}$ ergibt sich ein absoluter Fehler von $\Delta V_d = 0,0040 \text{ m/s}$.

Bei mittleren Aufprallgeschwindigkeiten von $2,8 \text{ m/s}$ entspricht dieser absolute Fehler $0,14\%$

Bestimmung des Fehlers der Absprunggeschwindigkeit (V_v)

Die Berechnung der Absprunggeschwindigkeit (V_v) wurde mit nachfolgender Gleichung durchgeführt:

$$V_v = \frac{g \times t_{\text{flug}}}{2}$$

Daraus ergibt sich für die Berechnung des Fehlers der Absprunggeschwindigkeit

$$\Delta V_v = \sqrt{\left(\frac{\partial V_v}{\partial t} \times \Delta t_{\text{flug}} \right)^2} \quad \text{wobei} \quad \frac{\partial V_v}{\partial t} = \frac{g}{2}$$

Der Fehler der Absprunggeschwindigkeit wird dann folgendermaßen berechnet:

$$\Delta V_v = \sqrt{\left(\frac{g}{2} \times \Delta t_{\text{flug}} \right)^2} \Rightarrow \Delta V_v = 0,0098 \text{ m/s}$$

Bei dieser Gleichung entspricht g der Erdbeschleunigungskonstanten mit $9,81 \text{ m/s}^2$ und Δt_{flug} dem bereits dargestellten Fehler mit $0,002 \text{ s}$. Bei mittleren Absprunggeschwindigkeiten von $2,2 \text{ m/s}$ entspricht dieser absolute Fehler einem relativen Fehler von $0,45\%$.

Bestimmung des Fehlers der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes

(E_{Landung})

Die kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes wird anhand des Energieerhaltungssatzes berechnet (dazu siehe auch 3.2.4). Die negative dynamisch einwirkende Energie (E_{Landung}) ist zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes gleich der potentiellen Energie zu Beginn der Bewegung.

$$E_{\text{Landung}} = E_{\text{pot}} = m \times g \times h_{\text{korr}}$$

Da bei dieser Gleichung die Erdbeschleunigungskonstante g mit $9,81 \text{ m/s}^2$ entspricht, die Masse der Versuchsperson mit einem Fehler von $\Delta m = \pm 0,1 \text{ kg}$ bestimmt werden kann und die korrigierte Fallhöhe einen Fehler von $0,0014 \text{ m}$ aufweist, wird der Fehler für die kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes folgendermaßen berechnet:

$$\Delta E|_m = \frac{\partial E}{\partial m} \times \Delta m\beta \quad \text{und} \quad \Delta E|_{h_{\text{korr}}} = \frac{\partial E}{\partial h_{\text{korr}}} \times \Delta h_{\text{korr}}$$

$$\Delta E|_m = h_{\text{korr}} \times g \times \Delta m\beta \quad \text{und} \quad \Delta E|_{h_{\text{korr}}} = m\beta \times g \times \Delta h_{\text{korr}}$$

Aus diesen Gleichungen folgt:

$$\begin{aligned} \Delta E_{\text{Landung}} &= \sqrt{\left(\frac{\partial E}{\partial m} \times \Delta m\beta\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial h_{\text{korr}}} \times \Delta h_{\text{korr}}\right)^2} \\ &= \sqrt{(g \times h_{\text{korr}} \times \Delta m\beta)^2 + (g \times m\beta \times \Delta h_{\text{korr}})^2} \end{aligned}$$

Bei $g = 9,81 \text{ m/s}^2$, $\Delta m\beta = 0,1 \text{ Kg}$, $\Delta h_{\text{korr}} = 0,0014 \text{ m}$, $h_{\text{korr}} = 0,6 \text{ m}$ und $m\beta = 80 \text{ Kg}$ ergibt sich ein absoluter Fehler von $\Delta E_{\text{Landung}} = 1,25 \text{ J}$. Dieser absolute Fehler entspricht bei einem mittleren Wert von 300 J einem relativen Fehler von $\Delta E_{\text{Landung}} = 0,42\%$

Bestimmung des Fehlers der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes

(E_{Abdruck})

Die kinetische Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes wird wie die Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes ebenfalls über den Energieerhaltungssatz berechnet (dazu siehe auch 3.2.4):

$$E_{\text{Abdruck}} = g \times m\beta \times h_{\text{flug}}$$

Anhand dieser Gleichung wird der Fehler für die kinetische Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes folgendermaßen berechnet:

$$\Delta E|_m = \frac{\partial E}{\partial m} \times \Delta m\beta \quad \text{und} \quad \Delta E|_{h_{\text{flug}}} = \frac{\partial E}{\partial h_{\text{flug}}} \times \Delta h_{\text{flug}}$$

$$\Delta E|_m = h_{\text{flug}} \times g \times \Delta m\beta \quad \text{und} \quad \Delta E|_{h_{\text{flug}}} = m\beta \times g \times \Delta h_{\text{flug}}$$

aus diesen Gleichungen folgt:

$$\begin{aligned} \Delta E_{\text{Abdruck}} &= \sqrt{\left(\frac{\partial E}{\partial m} \times \Delta m\beta\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial h_{\text{flug}}} \times \Delta h_{\text{flug}}\right)^2} \\ &= \sqrt{(g \times h_{\text{flug}} \times \Delta m\beta)^2 + (g \times m\beta \times \Delta h_{\text{flug}})^2} \end{aligned}$$

Bei $g = 9,81 \text{ m/s}^2$, $\Delta m\beta = 0,1 \text{ Kg}$, $\Delta h_{\text{flug}} = 0,0025 \text{ m}$, $h_{\text{flug}} = 0,30 \text{ m}$ und $m\beta = 80 \text{ kg}$ ergibt sich dann ein absoluter Fehler von $\Delta E_{\text{Abdruck}} = 1,98 \text{ J}$. Dieser absolute Fehler entspricht dann bei einem mittleren Wert von 150 J einem relativen Fehler von $\Delta E_{\text{Abdruck}} = 1,32\%$

Bestimmung des Fehlers der Bremsleistung

Die Bestimmung der Bremsleistung resultierte aus folgender Gleichung:

$$P_{\text{neg}} = E_{\text{Landing}} / t_{\text{neg}}$$

Da $E_{\text{Landing}} = m\beta \times g \times h_{\text{korrr}}$ ist, kann die Gleichung für die Berechnung der Bremsleistung folgendermaßen angegeben werden:

$$P_{\text{neg}} = \frac{m\beta \times g \times h_{\text{korrr}}}{t_{\text{neg}}}$$

Die Abschätzung des Fehlers der Bremsleistung wird so berechnet:

$$\Delta P|_E = \frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta E_{\text{Landing}} \quad \text{und} \quad \Delta P|_t = \frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta t$$

oder

$$\Delta P|_E = \frac{1}{t} \times \Delta E_{\text{Landing}} \quad \text{und} \quad \Delta P|_t = -\frac{t-E}{t^2} \times \Delta t;$$

daraus folgt:

$$\Delta P_{\text{neg}} = \sqrt{\left(\frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta E_{\text{Landing}}\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta t\right)^2} = \sqrt{\frac{(\Delta E_{\text{Landing}})^2}{t^2} + \left(-\frac{E_{\text{Landing}}}{t^2} \times \Delta t\right)^2}$$

Bei einer maximalen negativen Bodenkontaktzeit von $t = 240 \text{ ms}$, $\Delta t = 2 \text{ ms}$, $\Delta E_{\text{Landing}} = 1,25 \text{ J}$ und $E_{\text{Landing}} = 660 \text{ J}$ ergibt sich ein absoluter Fehler von $\Delta P_{\text{neg}} = 32,3 \text{ W}$.

Bei mittleren Werten der Bremsleistung von $5,2 \text{ KW}$ entspricht dies einem relativen Fehler von $0,62\%$

Bestimmung des Fehlers der Beschleunigungsleistung

Die Fehlerberechnung der Beschleunigungsleistung wird ähnlich wie bei der Bremsleistung mit folgender Gleichung vorgenommen:

$$P_{\text{pos}} = E_{\text{Abdruck}} / t_{\text{pos}} \quad \text{oder} \quad P_{\text{pos}} = \frac{m\beta \times g \times h_{\text{flug}}}{t_{\text{pos}}}$$

Die Abschätzung des Fehlers der Beschleunigungsleistung wird folgendermaßen berechnet:

$$\Delta P|_E = \frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta E_{\text{Abdruck}} \quad \text{und} \quad \Delta P|_t = \frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta t$$

oder

$$\Delta P|_E = \frac{1}{t} \times \Delta E_{\text{Abdruck}} \quad \text{und} \quad \Delta P|_t = -\frac{t-E}{t^2} \times \Delta t;$$

daraus resultiert:

$$\Delta P_{\text{pos}} = \sqrt{\left(\frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta E_{\text{Abdruck}}\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial t} \times \Delta t\right)^2} = \sqrt{\frac{(\Delta E_{\text{Abdruck}})^2}{t^2} + \left(-\frac{E_{\text{Abdruck}}}{t^2} \times \Delta t\right)^2}$$

Bei einer maximalen positiven Bodenkontaktzeit von $t = 216 \text{ ms}$, $\Delta t = 2 \text{ ms}$; $\Delta E_{\text{Abdruck}} = 1,98 \text{ J}$ und $E_{\text{Abdruck}} = 340 \text{ J}$ ergibt sich ein absoluter Fehler von $\Delta P_{\text{pos}} = 17,2 \text{ W}$

Bei mittleren Werten der Beschleunigungsleistung von $1,5 \text{ KW}$ entspricht das einem relativen Fehler von $1,15\%$

Bestimmung des Fehlers der mechanischen Leistung

Die mechanische Leistung wurde über die folgende Gleichung berechnet:

$$P = \frac{W_{\text{ges}}}{t_{\text{kont}}}$$

Die Abschätzung des Fehlers der mechanischen Leistung wird dann folgendermaßen berechnet:

$$\Delta P = \sqrt{\left(\frac{\partial P}{\partial t} \times \Delta t\right)^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial W} \times \Delta W\right)^2} \quad (16),$$

$$\text{wobei } \frac{\partial P}{\partial t} = \frac{W_{\text{ges}}}{t_{\text{kont}}^2} \quad \text{und} \quad \frac{\partial P}{\partial W} = \frac{1}{t_{\text{kont}}} \quad (17)$$

Um den Fehler der mechanischen Leistung zu berechnen, wird der Fehler der gesamten Arbeit (W_{ges}) vorausgesetzt. Die W_{ges} kann über folgende Gleichung berechnet werden:

$$\begin{aligned} W_{\text{ges}} &= W_{\text{neg}} + W_{\text{pos}} \\ &= [(m\beta \times g \times h_{\text{korr}}) + (0,5 \times m\beta \times v_d^2)] + [(m\beta \times g \times h_{\text{flug}}) + (0,5 \times m\beta \times v_v^2)] \end{aligned}$$

Daraus kann der Fehler der W_{ges} bestimmt werden:

$$\begin{aligned} \Delta W_{\text{ges}} &= \sqrt{(g \times h_{\text{korr}} \times \Delta m\beta)^2 + (g \times m\beta \times \Delta h_{\text{korr}})^2 + (0,5 \times v_d^2 \times \Delta m\beta)^2 + (m\beta \times v_d \times \Delta v_d)^2 +} \\ &+ \sqrt{(g \times h_{\text{flug}} \times \Delta m\beta)^2 + (g \times m\beta \times \Delta h_{\text{flug}})^2 + (0,5 \times v_v^2 \times \Delta m\beta)^2 + (m\beta \times v_v \times \Delta v_v)^2} \end{aligned}$$

Bei $g = 9,81 \text{ m/s}^2$, $m\beta = 80 \text{ kg}$, $\Delta m\beta = 0,1 \text{ Kg}$, $\Delta h_{\text{korr}} = 0,0014 \text{ m}$, $h_{\text{korr}} = 0,6 \text{ m}$, $h_{\text{flug}} = 0,4 \text{ m}$, $\Delta h_{\text{flug}} = 0,0025$, $v_d = 2,80 \text{ m/s}$, $\Delta v_d = 0,0040 \text{ m/s}$, $v_v = 2,20 \text{ m/s}$ und $\Delta v_v = 0,0098 \text{ m/s}$ ergibt sich ein absoluter Fehler von $\Delta W_{\text{ges}} = 3,09 \text{ J}$. Dieser absolute Fehler entspricht bei einem mittleren Wert von 1000 J einem relativen Fehler von $\Delta W_{\text{ges}} = 0,31\%$.

Gemäß der Gleichungen (16) und (17) kann man den Fehler der mechanischen Leistung so berechnen:

$$\Delta P = \sqrt{\left(\frac{\partial P}{\partial t} \times \Delta t\right)^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial W} \times \Delta W\right)^2} = \sqrt{\left(\frac{W_{\text{ges}}}{t_{\text{kont}}^2} \times \Delta t\right)^2 + \left(\frac{1}{t_{\text{kont}}} \times \Delta W\right)^2}$$

Hieraus ergibt sich dann für die mechanische Leistung ein Fehler von $\Delta P = 18,5 \text{ W}$, das entspricht bei einem mittleren Wert von $5,0 \text{ KW}$ einem relativen Fehler von $\Delta P = 0,37\%$

3.4 Statistisches Auswertverfahren

Für die statistische Analyse des ausgewerteten Datenmaterials wurden die gemittelten Einzelversuche der Teilnehmer zusammengefasst und dann der Mittelwert sowie die Standardabweichung bestimmt. Die Überprüfung der Daten auf die Normalverteilung erfolgte mit dem KOLMOGOROV-SMIRNOV-Test. Die Signifikanzprüfung von Gruppenmittelwertunterschieden erfolgte je nach Fragestellung und Datenverteilung entweder mit dem parametrischen Verfahren (t-Test) für abhängige bzw. unabhängige Stichproben oder mit dem parameterfreien Verfahren (WILCOXON-Test, MANN-WHITNEY-U-Test).

Zur Feststellung der Zusammenhänge von Kenngrößen wurden die Korrelationskoeffizienten nach PEARSON berechnet.

Zur Schätzung der linearen Abhängigkeit zwischen einer abhängigen und einer oder mehreren unabhängigen Variablen wurde die Regressionsanalyse oder im Falle von mehreren unabhängigen Variablen die schrittweise multiple Regressionsanalyse verwendet (siehe unter anderen KYRÖLÄINEN et al. 1997).

Statistische Zusammenhänge mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,1$ werden als tendenziell signifikant (t.s.), $p < 0,05$ (*) als signifikant, $p < 0,01$ (**) als hoch signifikant und $p < 0,001$ (***) als höchst signifikant bezeichnet.

Zur verbalen Beschreibung der Größe des Betrags der Korrelationskoeffizienten sind in Anlehnung an BÜHL / ZÖFEL (2000) folgende Abstufungen berücksichtigt:

bis 0,2	sehr geringe Korrelation
bis 0,5	geringe Korrelation
bis 0,7	mittlere Korrelation
bis 0,9	hohe Korrelation
über 0,9	sehr hohe Korrelation

4. INNERVATIONSMUSTER UND INNERVATIONSCHARAKTERISTIK BEIM DVZ

In der sportwissenschaftlichen Messdiagnostik ist oft die äußere Betrachtung eines Bewegungsablaufs nicht ausreichend um ein gesamtes Bild über die technischen Fertigkeiten und koordinativen Fähigkeiten zu gewinnen. Aus diesem Grund hat sich seit Jahren schon im messdiagnostischen Bereich die Methode der Elektromyographie etabliert. Grundlegende Untersuchungsschwerpunkte dieser Methode sind:

- Die Identifikation der an der Bewegung beteiligten Muskeln
- Die Registrierung der Höhe und der Art der muskulären Aktivität (willkürlich oder reflexinduziert)
- Die zeitliche Koordination der muskulären Aktivität (Beginn und Ende sowie Dauer der Hauptaktivität)
- Die Veränderung der zeitlichen und Intensitätsparameter der muskulären Aktivität durch die Trainingsintervention

Alle diese Schwerpunkte können ein gesamtes Bild von der Innervationscharakteristik der an der Bewegung beteiligten Muskeln liefern. Zur Registrierung der Innervationscharakteristik eines Bewegungsablaufs liegen zahlreiche Untersuchungen vor. Es liegen unter anderem Untersuchungsergebnisse bei der Bewegung des Abwurfes im Speerwurf (KOCH 1985), beim Stabhochsprung (KURSCHILGEN 1986), beim Sprint (SCHMIDTBLEICHER 1984; TIDOW / WIEMANN 1994; WIEMANN / TIDOW 1994; MOUCHBAHANI et al. 1995), beim Turnen (WITT / KNOLL 1995) und beim Laufen auf unterschiedlichen Ebenen (Boden oder Laufband) (WANK et al. 1998) oder in unterschiedlichen Geschwindigkeiten (KARAMANIDIS et al. 2002) vor. Die Innervationscharakteristik beim DJ wurde trotz der umfangreichen elektromyographischen Befunde für diese Bewegungsform nicht ausführlich untersucht. Es wurden zwar einzelne Muskeln oder Aktivitätsphasen analysiert (MELVILL JONES / WATT 1971; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b; SCHMIDTBLEICHER 1989; RAPP / GOLLHOFER 1996a; 1996b), jedoch fehlen detaillierte Ergebnisse über das gesamte Innervationsmuster sowie über die Wechselwirkungen der an der Bewegung beteiligten Hauptmuskeln.

Die Zielsetzung dieses Kapitels ist, die Innervationscharakteristik des DJ zu erfassen. Dabei werden drei charakteristische Merkmale dargestellt:

- a. Der zeitliche Aspekt (Beginn der Hauptaktivität sowie Zeitpunkt der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervations- und Bodenkontaktphase)
- b. Der Intensitätsaspekt (Höhe der muskulären Aktivität)
- c. Der funktionelle Aspekt (Ausprägungsgrad der EMG-Zeitphasen im Innervationsmuster sowie ihre Wechselwirkungen).

Diese drei Aspekte sollen in Bezug auf die Dehnungsbelastung und die beteiligten Muskeln untersucht werden. Zur Realisierung dieser Zielsetzung wurde in einer Querschnittstudie das elektromyographische Verhalten von 41 Versuchspersonen (Vpn.) untersucht. Die Vpn. führten DJ aus 20, 30, 40, 50 und 60 cm Fallhöhe aus. Zur Erfassung des zeitlichen und Intensitätsaspekts wurde das Elektromyogramm mit einer 15 Hz Tiefpassfilterung geglättet. Zusätzlich erfolgte zur Bestimmung der maxima-

len EMG-Amplituden die Erfassung der mittleren Amplituden des gesamten EMG-Verlaufs (Gesamtaktivität) sowie der Vorinnervation. Zur Erfassung des funktionellen Aspekts wurde das aufsummierte und gleichgerichtete EMG integriert (IEMG) und in die physiologischen Phasen der VOR, LAT, RIA und SEA unterteilt. Das IEMG jeder funktionellen Phase wurde dann für die weitere quantitative Analyse und Interpretation der Ergebnisse entweder als prozentualer Anteil an der Gesamtaktivität oder als mittlere Amplitude berechnet und angegeben (eine detaillierte Analyse des EMG-Verfahrens findet im Kapitel 3 statt).

4.1 Aspekte der muskulären Aktivität beim DVZ am Beispiel des Drop Jumps

Die Innervationscharakteristik bei Muskelaktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) wurde seit der Anwendung des elektromyographischen Verfahrens zur Ermittlung der muskulären Aktivität immer häufiger in den Mittelpunkt sportwissenschaftlicher Forschung gesetzt. Das EMG-Muster bei Muskelaktionen im DVZ unterscheidet sich hinsichtlich Amplitudenhöhe und Amplitudendauer sehr deutlich von den Mustern, die unter isometrischen, konzentrischen oder exzentrischen Bedingungen realisiert wurden.

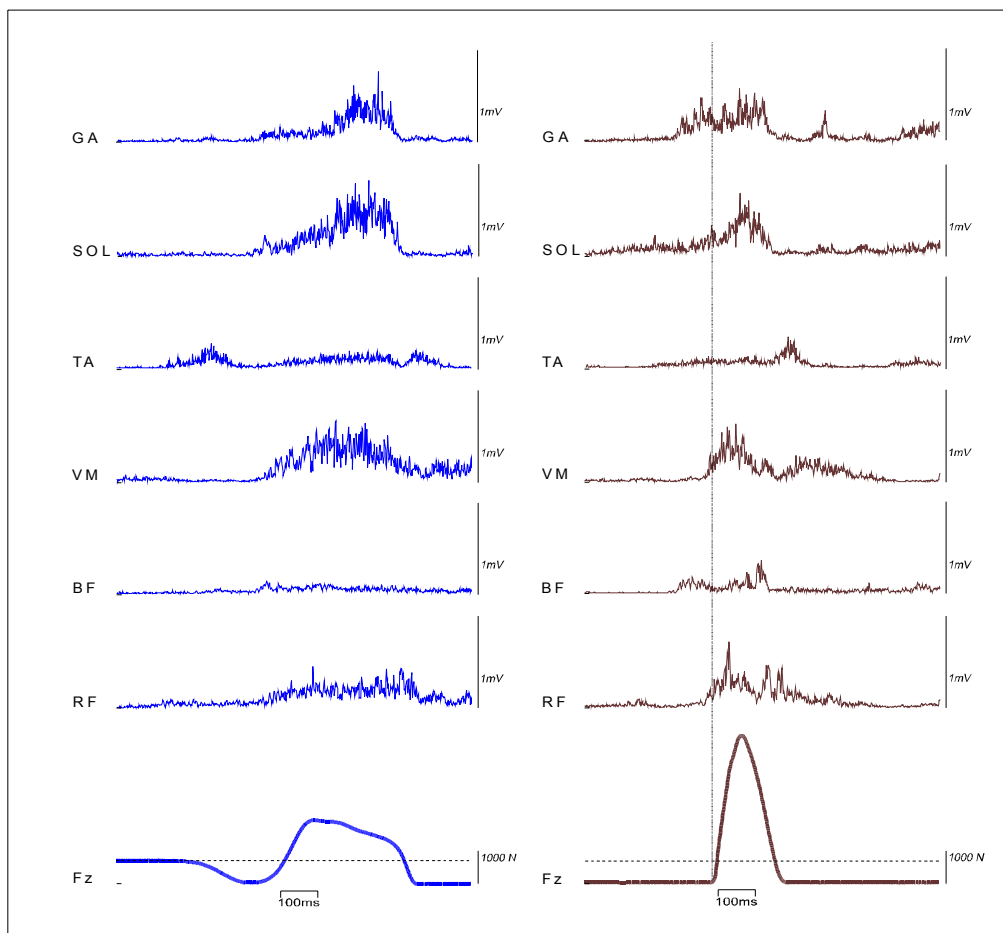


Abb. 4-1: Das EMG-Muster des Counter movement Jumps (CMJ) ist durch blaue, das des Drop Jumps (DJ) durch braune Farbe dargestellt. Die horizontalen gestrichelten Linien an den Kraftkurven bedeuten die Körpergewichtlinie. Die vertikale Linie beim DJ stellt den Anfang des Bodenkontaktes dar.

Von besonderem Interesse ist die Tatsache, dass sich die EMG-Muster bei Muskelaktionen im DVZ ebenfalls stark voneinander unterscheiden (vgl. Kapitel 2). Anhand des Beispiels von DJ und CMJ lässt sich dies verdeutlichen. DJ und CMJ unterscheiden sich durch zwei verschiedene Innervationsmuster BÜHRLE (1989a):

- a. Beim DJ macht die exzentrische Phase den Hauptteil der EMG-Aktivierung aus
- b. Beim CMJ macht die konzentrische Phase den Hauptteil der EMG-Aktivierung aus

Vergleichsweise kann man die in Abb. 4-1 dargestellten Innervationsmuster des CMJ und des DJ betrachten.

Die muskuläre Aktivität, welche Gegenstand dieses Kapitels ist, basiert auf Erkenntnissen, die hauptsächlich mit der Methode der Elektromyographie (EMG) erfasst wurden. Das elektromyographische Verfahren gibt Auskünfte über Beginn und Dauer der muskulären Aktivität (zeitlicher Aspekt), über die Intensität dieser Aktivität (Intensitätsaspekt) sowie über den funktionellen Aspekt der muskulären Aktivität (prozentualer Anteil der EMG-Aktivität in bestimmten Bewegungsphasen). Nach HOLLMANN / HETTINGER (1990) gibt die Methode der Elektromyographie sowohl Informationen über die intramuskuläre Koordination als auch über die intermuskuläre Koordination bei simultaner EMG-Ableitung von zahlreichen Muskelgruppen während des Bewegungsablaufes.

Die Ansicht von HOLLMANN und HETTINGER (1990) wird durch praxisnahe Untersuchungsergebnisse bestätigt. KOCH (1985) konnte bei einem Vergleich zwischen den Würfeln mit dem Wettkampfspeer und dem 1 kg Wurfball (spezielles Trainingsgerät) Unterschiede im Innervationsmuster erkennen.

SCHMIDTBLEICHER (1984) zeigte, dass bei Bergsaufsprints mit einem Neigungswinkel von mehr als 11° (20%) sich das Innervationsmuster, in besonderer Weise das des m. rectus femoris (RF), sehr stark vom Innervationsmuster der normalen Sprints unterscheidet.

Weitere Verschiedenheiten der Innervationsmuster fand KURSCHILGEN (1986) im Vergleich der Stabhochsprungbewegung mit verschiedenen vorbereitenden Stabhochsprungübungen.

In der sportwissenschaftlichen Literatur gibt es über Bewegungsabläufe im DVZ zwar zahlreiche Arbeiten mit EMG-Aufzeichnungen der beteiligten Muskeln, aber nur wenige davon haben sich mit der Thematik der Innervationscharakteristik hinsichtlich des zeitlichen, funktionellen und Intensitätsaspekts befasst.

In der vorliegenden Arbeit wird das Innervationsmuster der am Tiefsprung (DJ) beteiligten Muskeln analysiert und Rückschlüsse über dieses Innervationsverhalten gezogen. Der DJ als eine typische Form im DVZ bietet die Möglichkeit unter guten, standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen zuverlässige Ergebnisse zu erzielen.

Bei der Ausführung eines DJ werden mehrere Muskeln oder Muskelgruppen aus verschiedenen Körperteilen gleichzeitig aktiviert. Außer den Muskeln der unteren Extremitäten nehmen auch die Muskeln des Rumpfes und der oberen Extremitäten an der Bewegung des DJ teil. Die Muskulatur des Rumpfes und der oberen Körperteile hat während der DJ-Ausführung eine stabilisierende (Rumpf) und unterstützende Funktion (obere Extremitäten). Der Einsatz der oberen Gliedermaßen wird durch das Stemmen beider Hände an die Hüfte während der DJ-Ausführung eliminiert und deshalb - wie auch die Rumpfmuskulatur - im Rahmen dieser Arbeit nicht berücksichtigt. Die Muskeln der unteren Körper-

teile leisten dagegen die Hauptarbeit und sind aktiv an der Bewegung des DJ beteiligt. Sie sorgen sowohl für eine Flexion als auch für eine Extension des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks.

Die Hüftextension (Retroversion) wird durch die Aktivierung des m. gluteus maximus (GM: er wird hier nicht erfasst) und des m. biceps femoris (BF) realisiert. BF hat seinen Ursprung am Sitzbeinknorpel (Tuber ischiadicum) sowie an der Oberschenkelleiste (Linea aspera). Sein Ansatzpunkt ist das Wadenbeinköpfchen (Caput fibulae). Außer seinem Einsatz bei der Hüftextension beugt und rotiert der BF das Knie auswärts. Als Gegenspieler der beiden oben genannten Muskeln fungiert der m. rectus femoris (RF). RF hat seinen Ursprung am vorderen unteren Darmbeinstachel (Spina iliaca anterior inferior); Ansatzpunkt ist das Schienbein (Tuberositas tibiae). Als zweigelenkiger Muskel ist der RF einerseits für die Hüftflexion und andererseits für die Knieextension zuständig. Die Knieextension des RF wird von der Aktivität der drei vasti-Muskeln (m. vastus medialis (VM), lateralis (VL) und intermedius) unterstützt. m. vastus intermedius liegt unter dem RF und ist deshalb für die Elektromyographie nicht zugänglich.

Von den anderen zwei vasti Muskeln wurde in dieser Arbeit der VM erfasst. Dieser Muskel hat seinen Ursprung an der Rückseite des Oberschenkels; sein Ansatzpunkt befindet sich am Schienbein (Tuberositas tibiae). Die Aufgabe des VM ist - wie schon erwähnt - die Knieextension.

Als Gegenspieler der vasti-Muskeln wird der für die Knieflexion zuständige BF aktiviert. Dieser Muskel wird in seiner kniebeugenden Funktion von dem m. gastrocnemius (GA) unterstützt. GA hat seinen Ursprung an der Rückseite des inneren und äußeren Oberschenkelknochens und dem Ansatzpunkt am Fersenbein (Tuber calcanei). GA hat zwei Köpfe: zum einen den medialen, welcher in dieser Arbeit erfasst wurde, und zum anderen den lateralen. Eine weitere Aufgabe des GA ist die Plantarflexion. Bei dieser Funktion wird GA vom m. soleus (SOL) unterstützt. Ursprung des SOL ist das Wadenbeinköpfchen und (schräg nach hinten) die Rückseite des Schienbeins. Sein Ansatzpunkt ist das Fersenbein. Der SOL vereint sich mit dem GA und bildet den m. triceps surae. Als Antagonist der Funktion des m. triceps surae fungiert der m. tibialis anterior (TA). TA hat seinen Ursprung am oberen Teil der äußeren Fläche des Schienbeins. Sein Ansatzpunkt liegt am mittleren Keilbein sowie Mittelfußknochen I. TA ist für die Dorsalflexion sowie für die Supination des Fußes zuständig.

4.1.1. Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump

Der zeitliche Aspekt der muskulären Aktivität bei Bewegungen im DVZ liefert für die Leistungsdiagnostik und die Trainingspraxis drei wichtige Parameter:

1. Beginn und Dauer der Vorinnervation
2. Die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima sowohl während der Vorinnervationsphase als auch während der Bodenkontaktphase
3. Die intermuskuläre Koordination

Tab. 4-1: Untersuchungsergebnisse zum Thema Vorinnervationsdauer und intermuskuläre Koordination bei Bewegungen im DVZ

Autoren- Jahr	Bewegungsform	Untersuchte Muskeln	Zeitdauer der Vorinnervation	Intermuskuläre Koordination (Beschreibung)
MELVILL JONES, G. / WATT G. D. (1971)	Sprung Hüpfen	GA	Zwischen 113 und 160 ms – abhängig von der Fallhöhe 80 bis 85 ms	Nein
SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. / NOTH, J. / ANTONI, M. (1978)	Gehen Laufen Sprint	GA und TA	100 bis 150 ms	Ja
DIETZ, V. / NOTH, J. (1978b)	Reaktive Lügestütze	TB	120-130 ms abhängig von der Fallhöhe	Nein
ANTONI, M. / SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. (1979)	Laufen	m. triceps surae	Beim Laufen auf der Ebene: 116 ms. Beim Laufen auf plötzliche Erhöhung: 80 ms. Beim Laufen auf plötzliche Senkung der Laufebene 172 ms.	Nein
DIETZ, V. / SCHMIDTBLEICHER, D. / NOTH, J. (1979)	Laufen	GA und TA	120 bis 180 ms für GA	Ja
DIETZ, V. / NOTH, J. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1981)	Reaktive Lügestütze	TB sowie die Flexoren und Extensoren des Unterarmes	ca. 130 ms (für den TB), abhängig von der Fallhöhe	Nein
SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1982b)	Sprung: DJ aus 50 und 110 cm Fallhöhe und Hüpfen	GA und RF	GA: 110 cm: 152 ms 50 cm: 152,7 ms Hüpfen: 61,1 ms RF: 110 cm: 58 ms 50 cm: 45 ms Hüpfen: 21 ms	Ja
SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1985)	Sprung (DJ)	GA und RF	GA ca. 150 ms, RF kürzer als GA (Zahlen nicht bekannt)	Nein
WITT, M. / KNAUF, M. / HILDEBRAND, F. (1993)	Gehen	GA, TA, VL, RF, GM, BF und TFL		Ja
WIEMANN, G. / TIDOW, K. (1994)	Sprint	GM, AM, IM und VM	GM ca. 160 ms AM ca. 140 ms IM ca. 140 ms VM ca. 40 ms	Ja
TIDOW, G. / WIEMANN, K. (1994)	Sprint	GM, AM, IM und VM		Ja
WIEMANN, K. (1995)	Sprint	GM, AM, IM und VM		Ja
GOLLHOFER, A. (1995)	Sprung (DJ)	GA und VM	GA ca. 200 ms VM ca. 20 – 50 ms	Nein
WITT, M. / KNOLL, K. (1995)	Turnen (Rondat-Flick-Flack-Doppelsalto)	GA, VL, RF, BF, GM, ES, RA und TFL	ca. 70ms	Ja
RAPP, W. / GOLLHOFER, A. (1996a,b)	Sprung (DJ)	GA und TA	ca. 120 bis 150 ms	Nein
WANK, V. / FRICK, U. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1998)	Sprint	GM, BF, RF, VL, GA und SOL		Ja
VOSS, G. / WITT, M. (1998)	Sprung (DJ)	GA und RF	GA 37 bis 77 ms RF 30 bis 55 ms	Nein
NEUBERT, A. (1999)	Sprung (DJ)	GA, SOL, TA und RF	GA: 145 bis 170 ms SOL: 83 bis 124 ms TA: 92 bis 100 ms RF: 32 bis 45 ms Keine signifikanten Unterschiede von der Erhöhung der Fallhöhe	Ja
BUBECK, D. (2002)	Sprung (DJ)	GA, SOL, VM und RF	GA: 100 bis 150 ms SOL: 60 bis 80 ms VM: ca. 50 ms RF: ca. 30 ms	Nein

Erläuterungen:

GA = m. gastrocnemius, SOL = m. soleus, TA = m. tibialis anterior, VM = m. vastus medialis, VL = m. vastus lateralis BF = m. biceps femoris, RF = m. rectus femoris, GM = m. gluteus maximus, IM = m. ischiocrurales (m. biceps femoris, m. semitendinosus und m. semimembranosus), AM = m. adductor magnus, TB = m. triceps brachii, ES = m. erector spinae, RA = m. rectus abdominus, TFL = m. tensor fasciae latae, DJ = Drop Jump.

Eine ausführliche Erläuterung der Rolle und Funktion der Vorinnervation wurde im Kapitel 2 beschrieben. In Kapitel 4.1.3 folgt eine weitere Beschreibung dieser Phase. Die Vorinnervation wird unter anderem durch ihre Dauer charakterisiert. Nach Meinung vieler Autoren ist diese von der Dehnungsbelastung (Grad der Fallhöhe) und der Lage des jeweiligen Muskels (distale oder proximale Lage) abhängig (GREENWOOD / HOPKINS 1976a; DIETZ / NOTH 1978b; DIETZ et al. 1979; DIETZ et al. 1981; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b; SCHMIDTBLEICHER 1989). Im Gegensatz dazu fanden VIITASALO et al. (1998) und NEUBERT (1999) keine signifikanten Unterschiede zwischen der Erhöhung der Dehnungsbelastung und der Verlängerung der Vorinnervation.

Über den zweiten Punkt gibt es in der Literatur wenige Angaben. WITTEKOPF et al. (1991) werten eine Vorverlagerung der reflexinduzierten Aktivitätsmaxima als positive Veränderung der reaktiven Leistungsfähigkeit. Die Ergebnisse der oben genannten Autoren konnte NEUBERT (1999) allerdings nicht bestätigen.

Der dritte Punkt (intermuskuläre Koordination) wurde schon am Anfang dieses Kapitels erwähnt. Insbesondere bei Bewegungsabläufen mit mehreren gleichen Zyklen wie beispielsweise beim Laufen oder beim Sprint ist die Erfassung des zeitlichen Aspektes durch das elektromyographische Verfahren sehr wichtig, um Rückschlüsse über den individuellen technischen Verlauf zu ziehen. So konnten WIEMANN (1989, 1995), WIEMANN / TIDOW (1994) und TIDOW / WIEMANN (1994) durch ihre Untersuchungen feststellen, dass während des Sprints die ischiocrurale Gruppe (m. biceps femoris, m. semitendinosus und m. semimembranosus) eine sehr dominante Rolle spielt.

In der Tabelle 4-1 sind Studien dargestellt, die sich unter anderem auch mit der Dauer der Vorinnervationsphase und/oder der intermuskulären Koordination befasst haben. Aus diesen Studien sowie aus anderen Untersuchungen, die in dieser Tabelle nicht dargestellt sind, konnte folgende Innervationscharakteristik im DVZ am Beispiel des DJ über den zeitlichen Aspekt vorgestellt werden:

Als erster Muskel wird GA rekrutiert. Nach Literaturangaben beträgt die Dauer der Vorinnervation des GA ca. 115 bis 165 ms, der Verlauf des EMG-Musters zeigt einen Doppelpipfel. GA beendet seine Aktivität kurz vor dem Ende der Bodenkontaktphase.

TA und BF beginnen ihre Innervation fast gleichzeitig (100-120 ms und 100-140 ms jeweils) und unterbrechen ihre Aktivität während der Bodenkontaktphase. BF wird erneut im letzten Viertel der Bodenkontaktphase aktiv und unterstützt so die Hüftextension. Kurz vor dem Ende dieser Phase beendet er seine Aktivität. TA als Gegenspieler des m. triceps surae bleibt fast während der gesamten Bodenkontaktphase inaktiv. Seine Aktivität beginnt kurz vor der Abflugphase und ist je nach gewählter Sprungtechnik (Dorsal- oder Plantartechnik: vgl. auch DOLENEC / STROJNIK 1997; 2000) mehr oder minder aktiv.

SOL wird ca. 70-110 ms vor dem Bodenkontakt innerviert und beendet seine Aktivität – wie auch GA - kurz vor dem Ende der Bodenkontaktphase.

VM und RF beginnen ca. 50-70 ms und 35-52 ms jeweils ihre kontinuierlich steigende Aktivität. VM beendet seine Aktivität in der Mitte der zweiten Hälfte der Bodenkontaktphase. RF bleibt etwas länger aktiv (Extension der Hüfte) und beendet seine Aktivität kurz vor dem Ende der Bodenkontaktphase (siehe auch Abb. 4-2).

Die vorliegende Zusammenfassung (Abb. 4-2) basiert auf Literaturangaben und umfasst nur die Muskeln, die in dieser Untersuchung berücksichtigt wurden. Individuelle Abweichungen sind nicht auszuschließen.

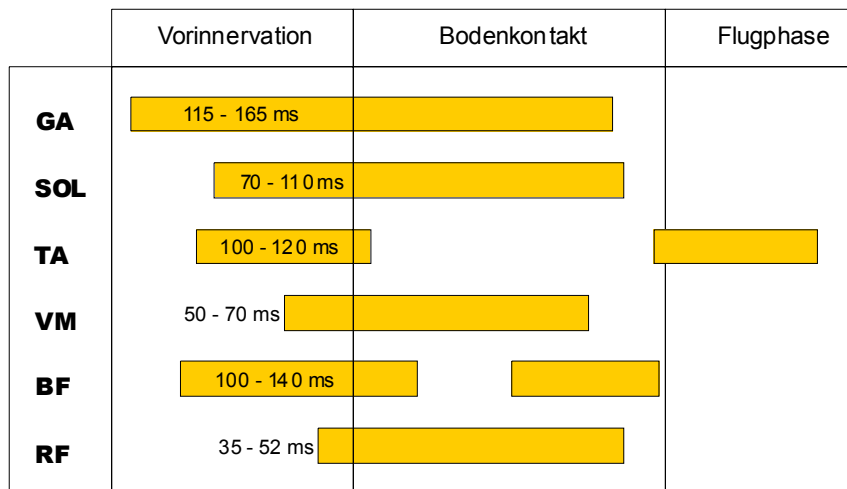


Abb. 4-2: Rekrutierungsbeginn und Aktivitätsdauer wichtiger Beinextensoren und Flexoren während der Ausführung eines DJ

4.1.2. Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump

Mit dem Begriff „*Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität*“ wird die Höhe der Innervation und damit der Grad der muskulären Aktivierung (intramuskuläre Koordination) bei Muskelaktionen bezeichnet. Die Analyse der EMG-Amplituden dient in diesem Zusammenhang nur zur Festlegung des Aktivierungsgrades der neuromuskulären Aktivität und damit des Intensitätsgrades.

Bei maximalen isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Muskelaktionen zeigt der optimale Verlauf der Innervationscharakteristik (EMG) nach dem Aktivitätsbeginn einen ständigen Anstieg bis zum Erreichen eines maximalen Wertes. Dieser wird beibehalten, solange der Muskel maximal aktiv ist, um bei Beendigung der Aktivität dann wieder auf Null abzusinken. Nach KOMI (1973) besteht ein positiver Zusammenhang zwischen der Höhe des integrierten EMG (IEMG) und der Höhe der Muskelspannung bei maximalen konzentrischen und exzentrischen Muskelaktionen. Die Innervationscharakteristik bei Muskelaktionen im DVZ zeigt einen anderen Verlauf als die drei obengenannten Muskelaktionen. Bei einer komplexen Bewegung wie der des DJ werden nicht alle beteiligten Muskeln gleichzeitig aktiviert (siehe auch Abb. 4-2). Das Zusammenspiel zwischen Agonisten und Antagonisten (intramuskuläre Koordination) erfordert, dass nicht alle an der Bewegung beteiligten Muskeln ihre maximale Aktivierung im gesamten Kontraktionsverlauf aufrechterhalten. Vor allem die Antagonisten der Bein Streckung zeigen Regionen mit einer erhöhten Aktivierung sowohl vor dem Bodenkontakt als auch kurz vor der Abflugphase. Dies spricht für eine stabilisierende Funktion (Koaktivierung) (GOLLHOFER 1993; RAPP / GOLLHOFER 1996a; RAPP 1997) oder eine unterstützende Funktion der Antagonisten an der Streckbewegung (NEUBERT 1999).

Tab. 4-2: Untersuchungsergebnisse zum Thema Intensität der muskulären Aktivität und intramuskulären Koordination bei Bewegungen im DVZ

Autoren	Jahr	Bewegungsform	Untersuchte Muskeln	Einflussfaktoren, die zu einer Steigerung oder Senkung der Intensität beitragen Vergleich durch unterschiedlichen Ausführungsvarianten
GREENWOOD, R. / HOPKINS, A.	1976a	Sprung	SOL	Steigerung durch die Fallhöhe. Steigerung durch die Reflexaktivität.
SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. / NOTH, J. / ANTONI, M.	1978	Gehen Laufen Sprint	GA und TA	Steigerung durch die Bewegungsart, die eine intensive Dehnung verursacht. Steigerung durch die Reflexaktivität.
DIETZ, V. / NOTH, J.	1978a	Laufen Springen	Triceps surae	Steigerung durch die Bewegungsart, die eine intensive Dehnung verursacht.
DIETZ, V. / NOTH, J.	1978b	Reaktive Lügestütze	TB	Steigerung durch die Fallhöhe. Steigerung durch die Reflexaktivität.
ANTONI, M. / SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V.	1979	Laufen	Triceps surae	Steigerung durch die Bewegungsart, die eine intensive Dehnung verursacht. Steigerung durch die Reflexaktivität.
DIETZ, V. / SCHMIDTBLEICHER, D. / NOTH, J.	1979	Laufen	GA und TA	Steigerung durch die Reflexaktivität.
DIETZ, V. / NOTH, J. / SCHMIDTBLEICHER, D.	1981	Reaktive Lügestütze	TB sowie die Flexoren und Extensoren des Unterarmes	Steigerung durch die Fallhöhe.
SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A.	1982b	Sprung: DJ aus 50 und 110cm Fallhöhe und Hüpfen	GA und RF	Nur für RF: Steigerung durch die Fallhöhe. Steigerung durch die Reflexaktivität.
GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V.	1984	Laufen	GA	Steigerung durch die Bewegungsart, die eine intensive Dehnung verursacht.
DIETZ, V.	1985	Laufen	GA und TA	Steigerung durch die Reflexaktivität.
SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A.	1985	Sprung (DJ)	GA und RF	Nur für RF: Steigerung durch die Fallhöhe. Steigerung durch die Reflexaktivität.
WITT, M. / KNAUF, M. / HILDEBRAND, F.	1993	Gehen	GA, TA, VL, RF, GM, BF und TFL	Nicht angegeben.
WIEMANN, G. / TIDOW, K.	1994	Sprint	GM, AM, IM und VM	Aktivitätsgrad in %. Abhängigkeit vom Leistungsniveau im Sprint.
TIDOW, K. / WIEMANN, G.	1994	Sprint	GM, AM, IM und VM	Aktivitätsgrad in % der MVC- Aktivität.
WIEMANN, G.	1995	Sprint	GM, AM, IM und VM	Aktivitätsgrad in % der MVC- Aktivität.
GOLLHOFER, A.	1987 1995	Sprung (DJ)	GA, SOL, VM	Steigerung durch die Fallhöhe nur bei VM.
MOUCHBAHANI, R. / GOLLHOFER, A. / DICKHUTH, H. –H.	1995	Sprint	GA, TA, VM, RF, BF, GM	Steigerung durch die Verwendung von Zugwiderstandsläufen.
WITT, M. / KNOLL, K.	1995	Turnen (Rondat-Flick-Flack-Doppelsalto)	GA, VL, RF, BF, GM, ES, RA und TFL	Nicht angegeben.
WANK, V. / FRICK, U. / SCHMIDTBLEICHER, D.	1998	Sprint	GM, BF, RF, VL, GA und SOL	Vergleich zwischen Läufe auf dem Laufband und auf dem Boden.
VOSS, G. / WITT, M.	1998	Sprung (DJ)	GA und RF	Je kürzer die Kontaktzeit desto höher die Muskelaktivität.
NEUBERT, A.	1999	Sprung (DJ)	GA, SOL, TA, RF	Steigerung durch die Reflexaktivität.
BUBECK, D.	2002	Sprung (DJ)	GA, SOL, VM, RF	Höhere Aktivität bei den DJs als bei den Sprünge aus dem Schlittensprungsystem.

Erläuterungen:

GA = m. gastrocnemius, SOL = m. soleus, TA = m. tibialis anterior, VM = m. vastus medialis, VL = m. vastus lateralis BF = m. biceps femoris, RF = m. rectus femoris, GM = m. gluteus maximus, IM = m. ischiocondylaris (m. biceps femoris, m. semitendinosus und m. semimembranosus), AM = m. adductor magnus, TB = m. triceps brachii, ES = m. erector spinae, RA = m. rectus abdominus, TFL = m. tensor fasciae latae, DJ = Drop Jump, MVC = maximale willkürliche Aktivierung.

Nach BOSCO / KOMI (1979a), BOSCO et al. (1982a), GOLLHOFER (1995) können die Bedingungen aus der exzentrischen Muskelaktionsphase in die konzentrische Bewegungsphase übertragen werden, nur wenn das Muskelsehnen-System während der gesamten motorischen Inanspruchnahme maximal aktiviert ist. Im Gegensatz dazu betont NEUBERT (1999), dass nur ein „*optimal*“ aktiviertes Muskel-Sehnen-System die Vorteile der exzentrischen Muskelaktivität in die konzentrische Bewegungsphase übertragen kann. Anhand der Ableitung des EMG-Musters ist gut zu erkennen, dass die Muskeln, welche während des DJ aktiviert sind, ihre Aktivitätsmaxima zu unterschiedlichen Zeitpunkten im Vergleich zum Zeitpunkt des Kraftmaximums erreichen. Besonders GA zeigt eine ausgeprägte Doppelaktivität während der Vorinnervation (erster Gipfel) und des Bodenkontaktes (zweiter Gipfel). Zwei interessante Aspekte gehen aus der Höhe der Innervation und damit dem Grad der Muskelaktivität hervor. Der erste ist die Herkunft dieser Aktivierung (willkürlich oder reflexinduziert), während der zweite die Beeinträchtigung dieser Aktivität durch die Belastungsparameter darstellt.

Hinsichtlich der Herkunft der Innervationsaktivität bei Muskelaktionen im DVZ beweisen einige Studien, dass ein Teil (der Bereich mit dem höchsten Wert) dieser Aktivität reflexinduziert ist (GREENWOOD / HOPKINS 1976a; SCHMIDTBLEICHER et al. 1978; DIETZ et al. 1979; DIETZ 1985; GOLLHOFER 1987; NEUBERT 1999). In der Regel wird der reflektorische Anteil der EMG-Aktivität festgestellt, wenn während der Bodenkontaktphase Aktivitätsanteile erkennbar sind, die über 100 Prozent der maximalen Willkürkontraktion liegen. Man nimmt an, dass diese Aktivitätsanteile als Antwort des spinalen Dehnungsreflexes fungieren (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978).

Der zweite die Intensität der muskulären Aktivität beeinträchtigende Punkt, nämlich Art und Höhe der Dehnungsbelastung, wird ebenfalls in der Literatur diskutiert, wobei angenommen wird, dass durch die Erhöhung der Dehnungsbelastung mit einer Steigerung der Innervation zu rechnen ist (DIETZ / NOTH 1978a; 1978b; DIETZ et al. 1981; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b; 1985; GOLLHOFER et al. 1984; GOLLHOFER 1995). Nach BUBECK (2002) kann die Höhe der muskulären Aktivität von der Auswahl des Sprungsystems beeinflusst werden. Er unterscheidet folgende Sprungsysteme: a) Schlittensprungsystem, b) DJ, c) DJ mit Belastung und d) DJ mit Entlastung.

Einen kurzen Überblick über die Studien, welche sich mit der Intensität bei Muskelaktionen im DVZ befasst haben, zeigt die Tabelle 4-2.

4.1.3. Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump

Der funktionelle Aspekt der muskulären Aktivität beim DJ befasst sich einerseits mit der Funktion der am DJ beteiligten Muskeln und andererseits mit der Funktion und Rolle der einzelnen EMG-Phasen, die speziell bei Muskelaktionen im DVZ auftreten.

Die an dem DJ beteiligten Muskeln werden anhand ihrer funktionellen und anatomischen Eigenschaften in zwei Gruppen unterteilt: a) Agonisten und Antagonisten der Beinstreckbewegung (Plantarflexion und Knieextension) und b) eingelenkige und zweigelenkige Muskeln.

Während der Vorinnervationsphase zeigen die Fußgelenkmuskeln (m. triceps surae und TA) sowie der BF eine deutliche Tendenz zur früheren Aktivierung im Vergleich zu den Kniegelenkstreckern (VM und RF), welche unmittelbar vor der Landung aktiviert werden (Abb. 4-2). Es kann angenommen wer-

den, dass die zeitigere Aktivierung des BF und der Fußgelenksmuskeln eine gelenkstabilisierende Funktion für die bevorstehende Dehnungsbelastung bewirkt.

Kurz vor und gleich nach der Landung sind alle Muskeln aktiviert. Fast während der gesamten Bodenkontaktphase wird der TA als Antagonist des m. triceps surae nicht weiter innerviert. Er zeigt in dieser Phase keine Aktivierung. Ebenfalls eine „Aktivitätspause“ während der Bodenkontaktphase lässt sich dem Antagonisten des VM und RF erkennen, allerdings nicht im selben Ausmaß wie beim TA.

Unterschiedliche Funktionen bei der Landung kommen einerseits SOL, VM und andererseits GA und RF zu. Die eingelenkigen Muskeln SOL und VM arbeiten aufgrund der Fuß-, Knie- und Hüftbeugung während der Landung exzentrisch. Dadurch können sie elastische Energie speichern. Im Gegensatz dazu arbeiten die zweigelenkigen GA und RF während dieser Phase vorwiegend isometrisch. GROSSER et al. (1987) beschreiben folgendermaßen die Funktion der zweigelenkigen Muskeln: „[...] beim gleichzeitigen Beugen und Strecken in den zwei benachbarten Gelenken verkürzt sich der Muskel gewissermaßen auf der einen Seite und verlängert sich auf der anderen. Die Muskellänge ändert sich damit kaum oder nur geringfügig (um ca. 6-8% der Ausgangslänge). Es liegt eine (nahezu) isometrische Kontraktionsform vor, die keine mechanische Leistung bringt, jedoch bei Tätigkeit mehrerer Muskeln (in einer Muskelkette) eine gute Energieübertragung zulässt.“ (GROSSER et al. 1987, S. 136). Die Funktion der zweigelenkigen Muskeln bei der Energieübertragung erwähnen noch andere Autoren VAN SOEST et al. (1985), KIBELE et al (1990) in Anlehnung an GREGOIRE et al. (1984), VANRENTERGHEM / DE CLERQ (1997), VELOSO / ABRANTES (2000).

GA wird während der Dorsalflexion zwar gedehnt, kann aber bei gleichzeitiger Flexion des Kniegelenkes keine Längenänderung erfahren (GOUBEL 1997; VAN INGEN SCHENAU et al. 1997a; HERZOG 1997; MORGAN / PROSKE 1997; WINTER 1997). RF erfährt als zweigelenkiger Muskel ebenfalls keine Längenänderung bei gleichzeitiger Knie- und Hüftflexion. Nach SCHMIDTBLEICER / GOLLHOFER (1982b) kann der RF bei sehr großen Dehnungsbelastungen (Fallhöhen aus 110 cm) seine Länge infolge der großen Knieflexion ändern und dadurch eine ausgeprägte Reflexaktivität zeigen. Beide Autoren konnten aber bei niedrigen bis mittleren Dehnungsbelastungen (Fallhöhen bis 50 cm) keine auffällige Aktivität des RF nachweisen. Der Grund für die oben genannte Feststellung soll die weniger ausgeprägte Knieflexion und dadurch die fehlende Längenänderung des RF sein.

Bei der Umkehrphase (d.h. dem Übergang von der exzentrischen zur konzentrischen Phase) sind alle Beinextensoren aktiv und leisten isometrische Arbeit.

Während der Abdruckphase bleiben die Beinextensoren weiterhin aktiv. Die Streckbewegung erfolgt zuerst von proximaler zu distaler Bewegungsrichtung. Nach VANRENTERGHEM / DE CLERQ (1997) erreichen die vertikalen Geschwindigkeitsunterschiede bei Sprungbewegungen zwischen den proximalen und distalen Enden von Körpersegmenten ihr Maximum in der Reihenfolge Hüft-, Knie- und Sprunggelenk.

Nach Ansicht der oben genannten Autoren erfolgt bei der Ausführung von DJs die Streckbewegung des Hüftgelenks zuerst, zu diesem Zeitpunkt wird der BF wieder hochaktiviert und trägt dadurch zur Hüftextension bei. In einem zweiten Schritt wird das Kniegelenk gestreckt. RF als Gegenspieler des Hüftstreckers bremst die Extension dieses Gelenkes und überträgt damit gleichzeitig Kraft vom Hüft- auf das Kniegelenk. VM und RF arbeiten jetzt konzentrisch. Im letzten Schritt der Abdruckphase wird die Plantarflexion realisiert. GA bremst mit seiner Aktivität die Kniestreckung und sorgt dafür, dass der

Kraftimpuls vom Knie- auf das Sprunggelenk übertragen wird. In dieser Phase arbeiten SOL und GA konzentrisch.

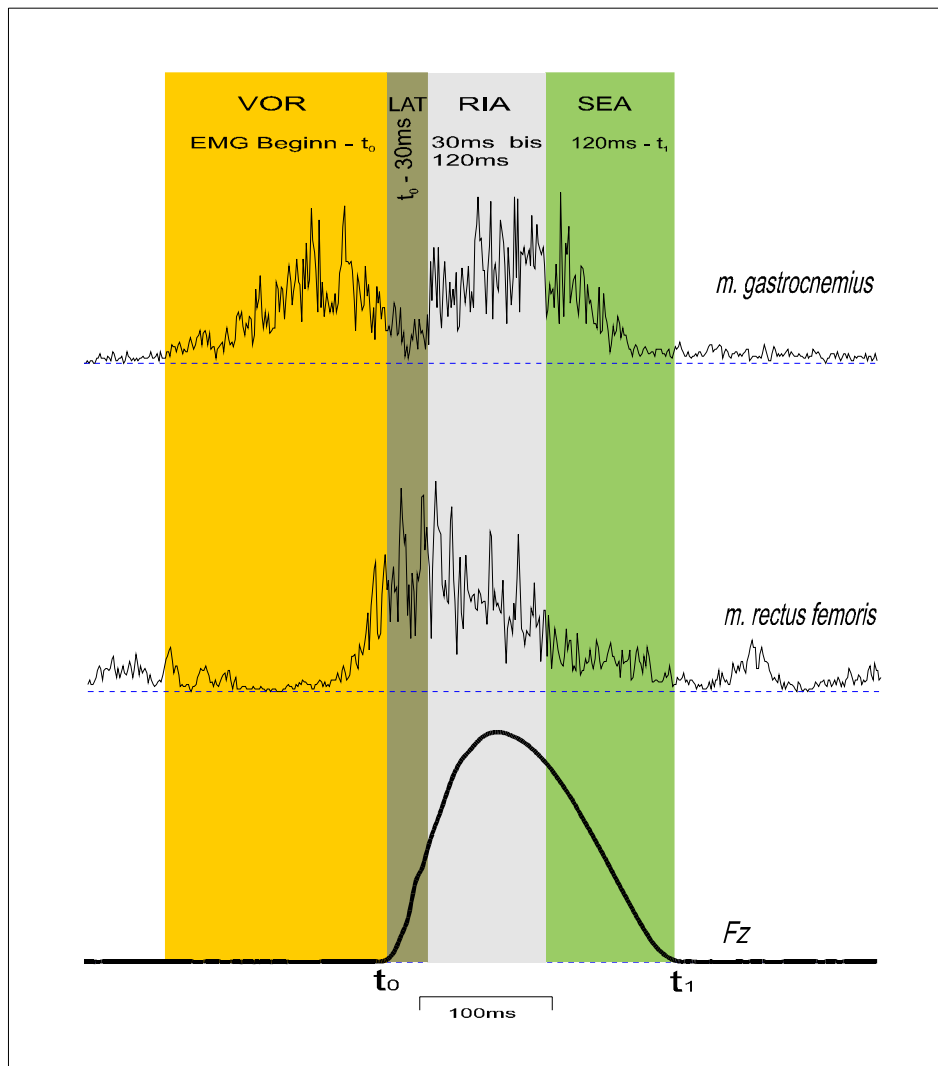


Abb. 4-3: Darstellung der vier funktionellen Phasen in EMG-Mustern: Die Vorinnervationsphase (VOR), die Latenzphase (LAT), die reflexinduzierte Phase (RIA) und die Phase der willkürlichen Aktivität (SEA). Weitere Erläuterungen erfolgen im Text.

Während fast alle Muskeln ihre Aktivität am Ende der Abdruck- und am Anfang der Flugphase beendet haben, wird TA wieder aktiv. Die erneute Aktivität wird angeregt, indem die Füße angezogen werden. Dies ist jedoch nur bei der Verwendung der Dorsaltechnik der Fall (DOLENEC / STROJNIK 1997; 2000).

Der zweite Punkt des funktionellen Aspektes befasst sich mit der phasenspezifischen Unterteilung des EMG-Musters. Anhand der bisherigen Kenntnisse über die neuronalen Faktoren und ihre Auswirkungen auf das Sehnen-Muskel-System wurde das EMG-Muster bei Muskelaktionen im DVZ in drei Phasen unterteilt: a) die Vorinnervationsphase (VOR), b) die reflexinduzierte Phase (RIA) und c) die Phase der willkürlichen Aktivierung (SEA). Zu diesen drei Phasen kann man noch eine vierte hinzufügen, nämlich die Latenzphase (LAT). Diese Phase steht zeitlich zwischen der VOR und RIA Phase (Abb.4-3).

Die Vorinnervationsphase (VOR)

Die Dauer der Vorinnervation ist sehr unterschiedlich und beginnt in der Regel ca. 160-180 ms vor dem Bodenkontakt. In der Literatur werden drei Faktoren genannt, die die Dauer und Höhe der Vorinnervation beeinflussen können:

- a) Die Lage des jeweiligen Muskels. In der Regel zeigen die distal gelegenen Muskeln eine frühere Vorinnervation als die proximal gelegenen (siehe auch Abb. 4-1 und SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b; NEUBERT 1999).
- b) Der Anstieg der Dehnungsbelastung kann nach Ansicht vieler Autoren die Vorinnervationsdauer erhöhen (MELVILL JONES / WATT 1971; DIETZ / NOTH 1978b; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b; SCHMIDTBLEICHER 1989; GOLLHOFER 1987; 1995).
- c) Der Härtegrad der Landefläche (GOLLHOFER 1987).

Die Funktion der Vorinnervation dient folgenden Aufgaben:

1. Steifigkeitseinstellung (Erhöhung der Stiffness) des tendomuskulären Systems
2. Optimale Sensibilisierung der Muskelspindeln
3. Sorgt für eine Basisinnervation späterer Reflexbeiträge (über $\alpha - \gamma$ Kopplung)
4. Bestimmung der Achillessehnenkraft während des Bodenkontaktes (BRÜGGEMANN et al. 2000)
5. Schutz vor großen initialen Kraftanstiegen
6. Verbesserung der Gelenkstabilisation
7. Verändert die Spannung und dadurch den Elastizitätszustand des Muskels
8. Auslösung des Dehnungsreflexes, um die entsprechende Muskelstiffness zu produzieren

Die Vorinnervation ist eine zentralprogrammierte Aktivität und scheint Bestandteil eines festen Programms zu sein, das von spinalen und supraspinalen Zentren ausgelöst wird (GREENWOOD / HOPKINS 1976b; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b).

Für die Steuerung der Vorinnervation sorgen neben den spinalen und supraspinalen Zentren noch visuelle und propriozeptive Informationen (DIETZ / NOTH 1978b), sowie kognitive und sensorische Einstellungen (RAPP / GOLLHOFER 1996a).

Hinsichtlich der Abhängigkeit der Vorinnervation vom vestibulären System herrscht in der Literatur keine einheitliche Meinung. Während GREENWOOD / HOPKINS (1976a; 1976b) auch das vestibuläre System für die Auslösung der Vorinnervation einbeziehen, sind DIETZ / NOTH (1978b), RAPP (1997) der Meinung, dass das vestibuläre System zur Entstehung der Vorinnervation keinen Beitrag leistet.

Die Latenzphase (LAT)

Die Latenzphase beginnt beim ersten Bodenkontakt und endet nach ca. 30-40 ms. Wegen der Umlaufzeit des monosynaptischen Dehnungsreflexes mit ca. 40 ms gibt es in der Innervation dieser Phase keine reflektorischen Einflüsse. Die Latenzphase ist das Bindeglied zwischen Vorinnervation und Reflexaktivität.

Während der Latenzphase weist der GA im Gegensatz zu den anderen Beinextensoren bei der Mehrzahl der Probanden eine erhebliche Reduktion auf (siehe auch Abb. 4-3). Ähnliche Reduktionen konn-

ten DIETZ et al. (1981) für den m. triceps brachii nachweisen. Die Ursachen dieser Hemmung liegen nach Literaturangaben an folgenden Faktoren:

- a) Der hemmende Einfluss des Otolithensystems bei Linearbeschleunigungen. Nach ORLOVSKY (1971), PAVLOVA (1972) tritt dieser hemmende Einfluss bei normalem Gehen und vermutlich bei niedrigen Fallhöhen nicht auf. Deswegen ist bei solchen Bewegungsformen keine reduzierte EMG-Aktivität sichtbar.
- b) Der Vestibularapparat bzw. höhere Hirnzentren tragen zum Entstehen der Hemmung einen wesentlichen Teil bei.

Eine weitere Möglichkeit für die Ursache dieser Hemmung könnte das Phänomen der sogenannten prämotorischen Stille (PMS = premovement silence) sein. Die prämotorische Stille ist eine kurze innervationsfreie Phase, die sich sehr häufig, wenn auch nicht immer, vor Schnellkraftleistungen nachweisen lässt.

Der biologische Sinn der PMS zur Steigerung von Kraft und Schnelligkeit von Muskelkontraktionen ist, dass die kurze erregungsfreie Phase eine optimale Synchronisierung der motorischen Einheit ermöglicht (SALE 1994). Einen ähnlichen Interpretationsansatz liefern KOMI / GOLLHOFER (1997); sie erwähnen, dass bei DJ aus großen Fallhöhen die EMG-Hemmung vor der Reflexaktivität als eine Strategie des neuromuskulären Systems dargestellt wird. Ein Reset aller Motoneuronen soll zu einer auf dem Bodenkontakt getriggerten synchronisierten Aktivierung der motorischen Einheiten führen.

Ein anderer Grund für die EMG-Reduzierung des GA ist mit großer Wahrscheinlichkeit ein einsetzender Schutzmechanismus (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b). Dieser Mechanismus sorgt für die Rücknahme an Spannungswerten im Muskel-Sehnen-Apparat und somit für eine Verringerung der Muskelstiffness. Der initiale Spannungsanstieg zu Beginn der Bodenkontaktphase soll gemindert und unphysiologische Belastungsspitzen am Muskel und an der Sehne vermieden werden.

Die reflexinduzierte Phase (RIA)

Die reflexinduzierte Phase beginnt 30 ms nach dem ersten Bodenkontakt und endet nach 120 ms. Der Beginn dieser Phase fällt mit dem Zeitpunkt der Auslösung des Muskeldehnungsreflexes zusammen. Die Innervation dieser Phase erfolgt durch reflektorische Einflüsse. Diese Meinung wird durch folgende Gründe gestützt:

- a. Die hohen EMG-Aktivitätsspitzen treten erstmals 30-40 ms nach dem Bodenkontakt und damit nach Beginn der Dehnung auf; diese Latenzzeit entspricht der Umlaufzeit des monosynaptischen Dehnungsreflexes und ist unabhängig von der Höhe der Dehnungsbelastung.
- b. Die EMG-Spitzen sind höher als die maximale Aktivierungsamplitude, die man bei größtmöglicher willkürlicher Anstrengung erreichen kann.
- c. Die hohen EMG-Aktivitätsspitzen verschwinden bei ischämischer Blockierung der Muskelspindelafferenzen.

Der spinale Dehnungsreflex und folglich die reflexinduzierte Phase sind von der Dehnungsgeschwindigkeit abhängig. GOTTLIEB / AGARWAL (1979) zeigten, dass eine lineare Beziehung zwischen Dehnungsgeschwindigkeit und Reflexaktivität besteht. Die gleiche Autoren stellten fest, dass ein positiver Zusammenhang zwischen der Vorinnervation und den früheren Dehnungsantworten besteht.

Über den hohen Einfluss der Dehnungsgeschwindigkeit und der Vorinnervation auf die Reflexaktivität herrscht in der Literatur eine einheitlich positive Meinung (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978; DIETZ / NOTH 1978a; ANTONI et al. 1979; DIETZ et al. 1981; GOLLHOFER et al. 1984; KOMI 1985).

Die Funktion der reflexinduzierten Phase hat folgende Aufgaben:

- a. Die Modulation / Regulation der Muskelstiffness (nach Ansicht von HOUK et al. 1981 dient die Reflexaktivität in erster Linie dazu, die Stiffness des Muskels während der exzentrischen Phase aufrechtzuerhalten, wohingegen der Aufbau einer adäquaten Stiffness vor dem Bodenkontakt der Vorinnervation unterliegt).
- b. Sie sorgt durch die hohe muskuläre Aktivität die Voraussetzungen für die Speicherung elastischer Energie.
- c. Als Bindeglied zwischen der Vorinnervation und der willkürlichen Aktivierung sorgt sie für eine kontinuierliche neuronale Muskelaktivierung.

Die Phase der willkürlichen Aktivierung (SEA)

Die Phase der willkürlichen Aktivierung beginnt unmittelbar nach der reflexinduzierten Phase (120 ms nach dem Bodenkontakt) und endet mit Verlassen des Bodens (Anfang der Abflugphase). Diese Phase wird willkürlich beeinflusst. Die Innervationsamplitude der SEA-Phase nimmt stark ab und endet in der Regel kurz vor dem Verlassen des Bodens (Abb. 4-2).

Alle vier funktionellen Phasen müssen sowohl intra- als auch intermuskulär koordiniert sein, um ein reaktives Bewegungsverhalten zu ermöglichen.

4.2 Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen

Die Fragestellungen und Hypothesen in diesem Kapitel beziehen sich auf die Innervationscharakteristik bei reaktiven Sprungformen (DJ). Sie werden dann für jeden Aspekt der muskulären Aktivität getrennt dargestellt.

4.2.1. Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump

Aus den theoretischen Grundkenntnissen des vorherigen Kapitels (vgl. Kap. 4.1.1) ergeben sich folgende Hypothesen hinsichtlich des zeitlichen Aspektes.

Hypothese 1:

Die Vorinnervation als Bestandteil des Bewegungsprogramms beim DJ zeigt eine Verlängerung ihrer Dauer mit Steigerung der Dehnungsbelastung. Die Funktion und Dauer der Vorinnervation kann als muskelspezifisch angesehen werden.

Hypothese 2:

Der zeitliche Verlauf der muskulären Aktivität (Zeitpunkte der EMG-Maxima) während der Bodenkontaktphase wird durch a) die Lage und Funktion des jeweiligen Muskels und b) von der Steigerung der Dehnungsbelastung beeinflusst (Verlängerung oder Verkürzung der Zeitpunkte der EMG-Maxima).

4.2.2. Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump

Nach der Festlegung der Zeitpunkte der EMG-Maxima durch den zeitlichen Aspekt befasst sich der Intensitätsaspekt mit der Höhe dieser Maxima. Wie in Kapitel 4.2.1 soll auch hier die Intensität der muskulären Aktivität von zwei Gesichtspunkten her überprüft werden. Der erste Punkt ist die Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung und der zweite Punkt die Abhängigkeit von den beteiligten Muskeln. Dazu wird folgende Hypothese gestellt:

Hypothese 3:

Durch die Steigerung der Dehnungsbelastung werden sowohl die gesamte relativierte EMG-Aktivität als auch die EMG-Aktivitätsmaxima (maximale EMG-Amplituden) erhöht. Dabei hängt der Ausprägungsgrad der muskulären Aktivität von der Funktion und Lage der beteiligten Muskeln ab.

In den Kapiteln 4.1.1 und 4.1.2 wurden noch die Rolle und Funktion der beiden Beinflaxoren (TA und BF) während der Ausführung eines Drop Jumps diskutiert. TA ist für die Dorsalflexion sowie für die Supination des Fußes zuständig. BF beugt und rotiert das Kniegelenk nach außen. Beide Muskeln haben eine antagonistische Funktion gegenüber den Plantarflexoren und Knieextensoren. Es ist zu vermuten, dass beide viele Ähnlichkeiten hinsichtlich des Innervationsmusters aufweisen. Folgende Hypothese kann formuliert werden.

Hypothese 4:

TA und BF weisen während der Ausführung eines DJs ein ähnliches Innervationsmuster auf. Ihre Funktion ist während der Vorinnervationsphase: a) stabilisierend (stabilisierende Funktion des Sprung- und Kniegelenkes) und während der Bodenkontaktphase: b) unterstützend.

4.2.3. Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump. Korrelative Zusammenhänge der neurophysiologischen Parameter.

Im Kapitel 4.1 wurde die Rolle und Funktion der vier EMG-Phasen (VOR, LAT, RIA und SEA) sowie der Einfluss der VOR auf die RIA erwähnt. Das Ziel dieses Kapitels ist, diesen Zusammenhang mit den vorhandenen EMG-Quantifizierungsverfahren statistisch zu überprüfen und eventuelle Einflussfaktoren herauszufinden. In zweiter Linie wird die Beziehung zwischen VOR und LAT analysiert und - falls mögliche Zusammenhänge existieren - die Art dieser Zusammenhänge überprüft. In der Korrelationsstatistik werden aus dem Grund die mittleren Amplituden (die EMG-Integrale jeder Phase durch ihre Dauer) der vier funktionellen Phasen einbezogen.

Ein weiterer nennenswerter Punkt wäre, die Integration afferenter Innervationsbeiträge während der RIA-Phase nachzuweisen. Obwohl DIETZ et al. (1979) eine solche Integration afferenter Innervationsbeiträge beim GA während des Laufens beweisen konnten, war es SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982b) und NEUBERT (1999) nicht möglich beim GA während des DJ eine zusätzliche re-

flektorische Aktivität nachzuweisen. Als Ursachen gaben die Autoren den Einfluss hemmender Mechanismen sowie geringe Dehnungsgeschwindigkeiten an. GROSSER et al. (1987) und NEUBERT (1999) erklären die geringe Dehnungsgeschwindigkeit beim GA während des DJ wie folgt: Nach ihrer Ansicht erfährt der GA als zweigelenkiger Muskel während der Landung bei gleichzeitiger Dorsalflexion und Knieflexion keine oder eine minimale Längenänderung, d.h. in dieser Phase arbeitet der GA vorwiegend isometrisch. Die Folge davon ist dann eine weniger ausgeprägte Reflexaktivitätsphase. Gemäß den oben genannten Annahmen werden folgende Hypothesen aufgestellt:

Hypothese 5:

Die steigende Dehnungsbelastung verursacht eine Verschiebung des EMG-Musters nach rechts.

Hypothese 6:

Das EMG-Muster des DJ ist durch Aktivitätsanteile gekennzeichnet, die dem reflektorischen Bereich zugehören. Besonders die eingelenkigen Muskeln zeigen einen ausgeprägten reflektorischen Anteil.

Hypothese 7:

Die VOR-Phase beeinflusst sowohl die RIA- als auch die LAT-Phase positiv.

4.3 Darstellung der Ergebnisse

In den oben genannten Hypothesen wird oft der Begriff Dehnungsbelastung verwendet. Als Dehnungsbelastung bezeichnen KENT und ROST (1996, S. 77) „[...] die Auswirkung eines Dehnungsreizes auf einen Gegenstand, ausgedrückt als das Verhältnis der Längenänderung des Gegenstandes zu seiner Ausgangslänge“. Bei der Ausführung eines Tiefsprunges werden während der ersten Bodenkontaktphase Dehnungsreize verursacht. Das Ausmaß des Dehnungsreizes hängt von externen Ursachen ab und ist modifizierbar. In der Literatur werden folgende Mittel zur Variation des Dehnungsreizes und somit der Dehnungsbelastung verwendet: Fallhöhenvariation, Gewichtsva-riation (Belastung oder Entlastung), Elektromyostimulation. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Fallhöhenvariation gewählt. Jede einzelne Fallhöhenstufe sollte eine unterschiedliche Belastungssituation im Vergleich zu den anderen Fallhöhenbedingungen darstellen. Um den Zweck zu erfüllen, sind die Probanden von fünf unterschiedlichen Fallhöhen zwischen 20, 30, 40, 50 und 60 cm gesprungen. Bei der Ausführung eines Tiefsprunges kann ein „Tiefgehen“ oder ein „aktives Abspringen“ während des Lösevorganges vom Hubtisch die vorgegebene Fallhöhe sehr verändern. Um zu überprüfen, ob die Probanden tatsächlich die vorgegebenen Fallhöhen realisiert haben, wurden die realen Fallhöhen durch ein Verfahren berechnet (siehe auch Kap. 3). Die berechneten und dann korrigierten Fallhöhen wurden auf signifikante Unterschiede überprüft. Die nachfolgende Abbildung und Tabelle zeigen die korrigierten Fallhöhen zwischen den einzelnen Fallhöhenstufen. Die Überprüfung auf signifikante Unterschiede zwischen den korrigierten Fallhöhen zeigt, dass jede Fallhöhe sich gegenüber der nachfolgenden Stufe erheblich ($p \leq 0,001$) unterscheidet. Die Unterschiede zwischen den korrigierten Fallhö-

hen machen deutlich, dass jede einzelne Fallhöhe eine unterschiedliche Belastungssituation im Vergleich zu der nächsthöheren Fallhöhe darstellt.

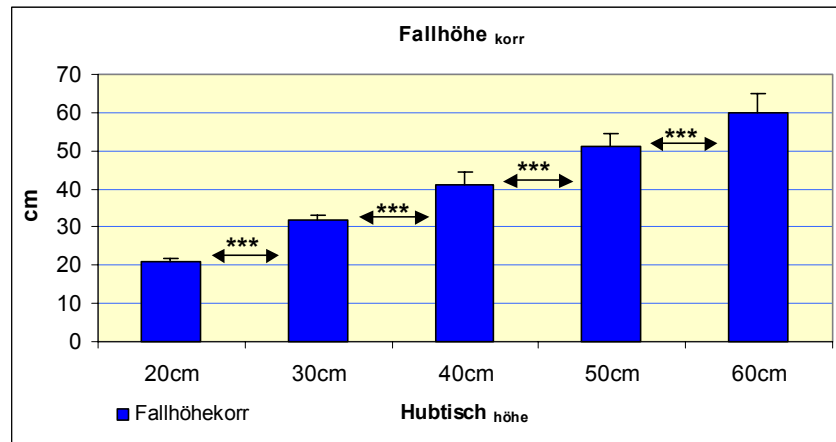


Abb. 4-4: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau der korrigierten realen Fallhöhen (n = 41, ***: p ≤ 0,001)

Tab. 4-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der korrigierten realen Fallhöhen

h_{Hubtisch}	$h_{\text{korr}} \text{ (cm)}$	Stabw.	n
20cm	20,81	1,03	41
30cm	31,74	1,26	41
40cm	40,89	3,63	41
50cm	51,01	3,64	41
60cm	59,76	5,18	37

Erläuterungen: h_{Hubtisch} = Hubtischhöhe, h_{korr} = korrigierte Fallhöhe, Stabw. = Standardabweichung, n = Stichprobenzahl.

4.3.1. Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung und den beteiligten Muskeln

Beim Vergleich der mittleren Rekrutierungszeiten der einzelnen Muskeln in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung Abb. 4-5 stellt man fest, dass nur die Rekrutierungszeiten des m. soleus (SOL) sich bei jeder Belastungsstufe sehr ($p \leq 0,05$) verändern. Die anderen Muskeln wie m. gastrocnemius (GA) und m. vastus medialis (VM) zeigen eine große ($p \leq 0,01$ und $p \leq 0,05$ jeweils) oder tendenziell signifikante Änderung, allerdings nur bei zwei Fallhöhen. M. rectus femoris (RF) und besonders m. biceps femoris (BF) zeigen nur bei einer Belastungsstufe eine erhebliche ($p \leq 0,05$) oder eine (im Falle des BF) tendenziell signifikante Änderung. Diese Ergebnisse unterstützen die These, dass die distal gelegenen Muskeln ihre Rekrutierungszeiten in Abhängigkeit von der Fallhöhe verändern können (SOL). Im Gegensatz dazu verändern sich die Rekrutierungszeitpunkte der proximal gelegenen Muskeln wenig (RF) oder kaum (BF) von der Dehnungsbelastung.

Beim Vergleich der einzelnen Muskeln hinsichtlich des Rekrutierungsbeginns (Abb. 4-5), steht fest, dass der GA als erster rekrutiert wird (142 – 167 ms vor dem Bodenkontakt), gefolgt von m. tibialis

anterior (TA) (114 – 126 ms), BF (107 – 116 ms), SOL (70 – 115 ms), VM (52 – 63 ms) und dann RF (50 – 62 ms). Die Reihenfolge der Rekrutierungszeiten sowie der Beginn der Rekrutierung (besonders für GA und SOL) stimmen mit Ergebnissen aus früheren Studien von NEUBERT (1999) überein.

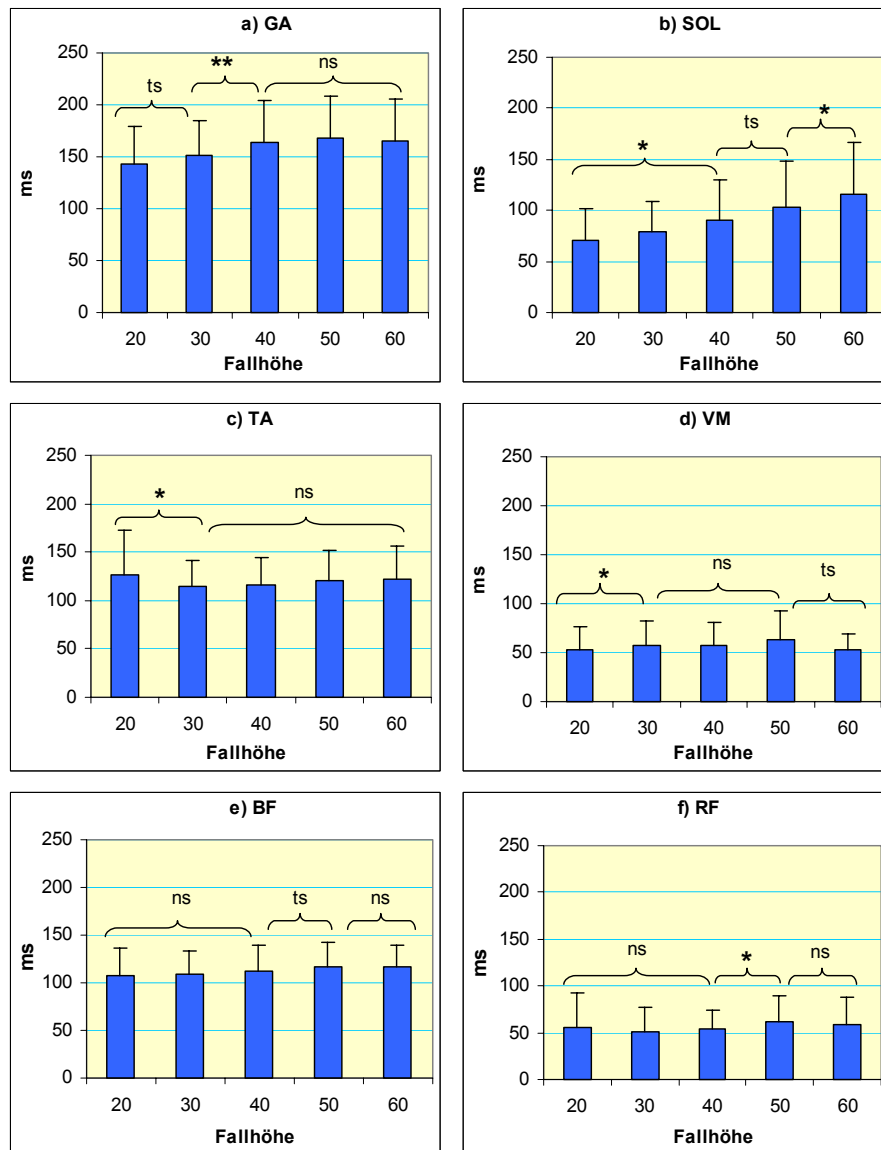


Abb. 4-5: Mittelwerte und Standardabweichungen der Rekrutierungszeitpunkte der beteiligten Muskeln in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung

ns = $p > 0,05$, ts = $p > 0,05$, * = $p \leq 0,05$, ** = $p \leq 0,01$, *** = $p \leq 0,001$

Diese Rekrutierungsreihenfolge bleibt mit steigenden Fallhöhen konstant und ist muskelspezifisch, d.h. abhängig von der Art und Funktion jedes Muskels.

Von der Abb. 4-5 ist zu erkennen (vgl. noch Tab. 4A-1 im Kapitel 11), dass der TA und BF zum gleichen Zeitpunkt ihre Aktivität beginnen. Der Aktivitätsbeginn von TA und BF unterscheidet sich von den anderen Muskeln erheblich ($0,05 < p \leq 0,001$). Beide Muskeln haben eine Stabilisationsfunktion im DVZ und werden deswegen zum gleichen Zeitpunkt rekrutiert.

Eine ähnliche Funktion wie TA und BF zeigen auch die für die Knieextension zuständigen Muskeln VM und RF. Beide beginnen ihre Aktivität zum gleichen Zeitpunkt. Der Aktivitätsbeginn von VM und RF

unterscheidet sich von den anderen Muskeln enorm ($p \leq 0,001$). Die Rekrutierungszeitpunkte von GA und SOL, welche für die Plantarflexion zuständig sind, unterscheiden sich in der Regel erheblich ($p \leq 0,001$) sowohl gegenüber den anderen Muskeln als auch im direkten Vergleich zwischen beiden. Ausgenommen von der obengenannten Formulierung sind die Rekrutierungszeitpunkte von SOL bei Fallhöhen von 50 cm und 60 cm. Bei diesen Höhen unterscheidet sich SOL von TA und BF nicht signifikant. Daraus lässt sich folgern, dass SOL mit steigender Dehnungsbelastung TA und BF in ihrer Stabilisationsfunktion unterstützt. Diese „Koaktivierung“, wie auch NEUBERT (1999) feststellte, findet erst ab den Fallhöhen von 50 cm und 60 cm statt.

Analog zu den oben dargestellten Rekrutierungszeitpunkten der sechs Muskeln verhalten sich auch die Aktivitätsmaxima der EMGs in der Vorinnervationsphase (vgl. auch Abb. 4-6 und Tab. 4A-2 im Kap. 11). Es gibt einen erheblichen ($p \leq 0,001$) Unterschied des Aktivitätsmaximums sowohl zwischen GA und SOL Abb. 4-6a als auch gegenüber den anderen Muskelgruppen. GA unterscheidet sich nur in den Fallhöhen 20 cm und 40 cm vom TA sowie bei allen Fallhöhen außer der Fallhöhe 50 cm vom BF. Keine großen ($p \geq 1$) Unterschiede gibt es zwischen TA und BF (mit Ausnahme bei der Fallhöhe von 30 cm: $p \leq 0,02$), Abb.4-6b, sowie VM und RF, Abb. 4-6c.

Ebenfalls in guter Übereinstimmung mit den Rekrutierungszeitpunkten befinden sich die großen ($p \leq 0,001$) Unterschiede der Aktivitätsmaxima in der Vorinnervationsphase zwischen den Muskeln der Flexion (TA und BF) und Extension (VM und RF).

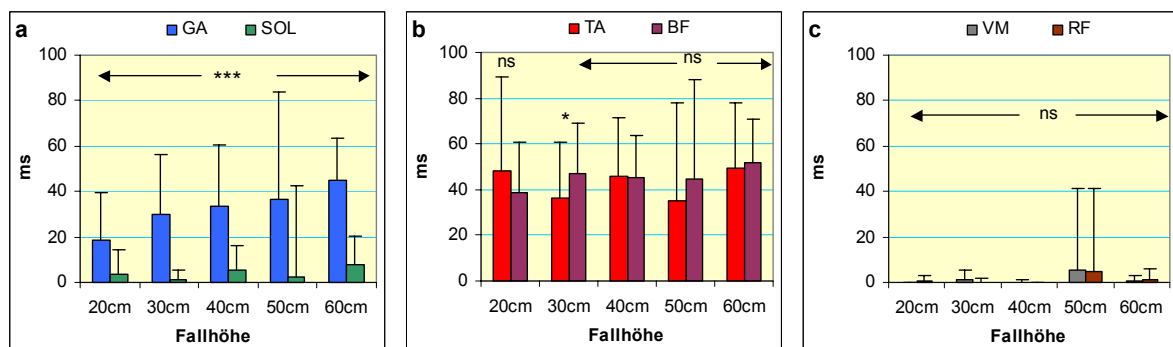


Abb. 4-6: Mittelwerte und Standardabweichungen des Zeitpunktes der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase in msec (n = 41)

ns = $p > 1$, ts = $p > 0,05$, * = $p \leq 0,05$, ** = $p \leq 0,01$, *** = $p \leq 0,001$

Hinsichtlich der Abhängigkeit der Aktivitätsmaxima von der Dehnungsbelastung zeigt nur GA (Tab. 4-4) eine kontinuierliche Verlängerung (im Zusammenhang zu Bodenkontakt) und direkte Abgängigkeit. GA unterscheidet sich sehr hoch zwischen 20 und 30 cm ($p \leq 0,001$) sowie zwischen 40 und 50 cm ($p \leq 0,01$). Alle andere Muskeln zeigen eine uneinheitliche Änderung in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung.

Tab. 4-4: Die signifikanten Unterschiede des Zeitpunktes der EMG–Maxima während der Vorinnervationsphase in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung

	GA	SOL	TA	VM	BF	RF
20 – 30 cm	p = 0,000	n.s.	p = 0,062	n.s.	p = 0,004	n.s.
30 – 40 cm	n.s.	p = 0,023	p = 0,010	n.s.	n.s.	n.s.
40 – 50 cm	p = 0,012	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
50 – 60 cm	n.s.	n.s.	p = 0,061	n.s.	n.s.	n.s.

Während der Bodenkontaktphase erreicht der VM als erster Muskel sein Maximum, gefolgt von RF (Abb. 4-7), ohne dass sich die beiden Muskeln erheblich (n.s.) voneinander unterscheiden.

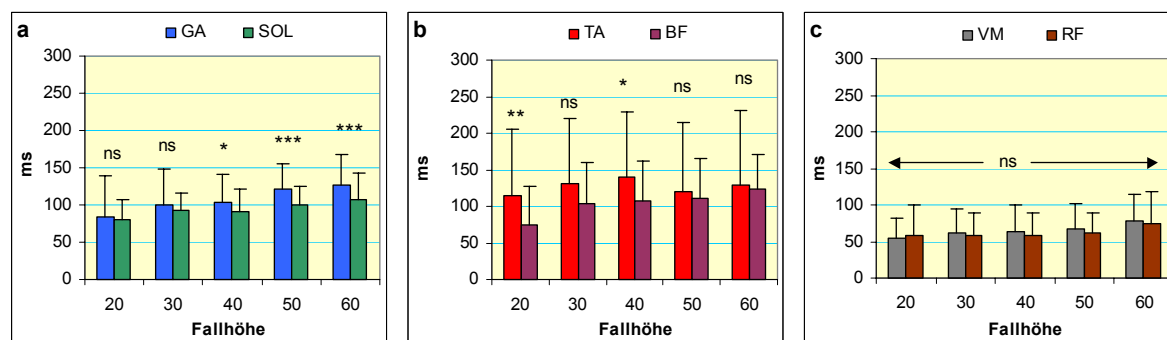


Abb. 4-7: Mittelwerte und Standardabweichungen des Zeitpunktes der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase in msec (n = 41)

ns = p > 1, ts = p > 0,05, * = p ≤ 0,05, ** = p ≤ 0,01, *** = p ≤ 0,001

Tab. 4-5: Die signifikanten Unterschiede des Zeitpunktes der EMG–Maxima während der Bodenkontaktphase in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung

	GA	SOL	TA	VM	BF	RF
20 – 30 cm	p = 0,029	p = 0,009	n.s.	n.s.	p = 0,000	n.s.
30 – 40 cm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
40 – 50 cm	p = 0,002	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
50 – 60 cm	p = 0,042	p = 0,037	n.s.	p = 0,009	p = 0,055	p = 0,020

Die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima des VM und RF unterscheiden sich erheblich (p ≤ 0,001) von den Zeitpunkten der anderen vier Muskeln (vgl. Tab. 4A-2 im Kap. 11). Als letzter Muskel erreicht TA sein Maximum; dieser unterscheidet sich nicht signifikant vom BF (nur bei den Fallhöhen 20 und 40). Beide Muskeln unterscheiden sich ebenfalls nicht erheblich vom GA und teilweise vom SOL.

Aus Abb. 4-7 und Tab. 4-5 ist erkennbar, dass die steigende Dehnungsbelastung eine kontinuierliche Verlängerung des Zeitpunkts des Aktivitätsmaximums verursacht. GA und an zweiter Stelle SOL zeigen fast in allen Belastungsstufen sehr hohe Unterschiede (0,001 ≤ p ≤ 0,05). Im Gegensatz dazu wird der TA von der Dehnungsbelastung nicht beeinflusst.

4.3.2. Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung und den beteiligten Muskeln

Beim Betrachten von Abbildung 4-8, kann festgestellt werden, dass die relativierte Gesamtaktivität (Vorinnervation + Kontaktphase / Gesamtzeit) mit steigender Dehnungsbelastung nicht nur zunimmt, sondern in manchen Fällen sehr stark abnimmt (GA zwischen 50 und 60 cm Fallhöhe, $p \leq 0,001$). Zu einer erheblichen Abnahme ($p \leq 0,01$) tendiert nur BF, die anderen Muskeln mit Ausnahme einzelner Fälle halten ihre Gesamtaktivität mit steigender Dehnungsbelastung relativ stabil.

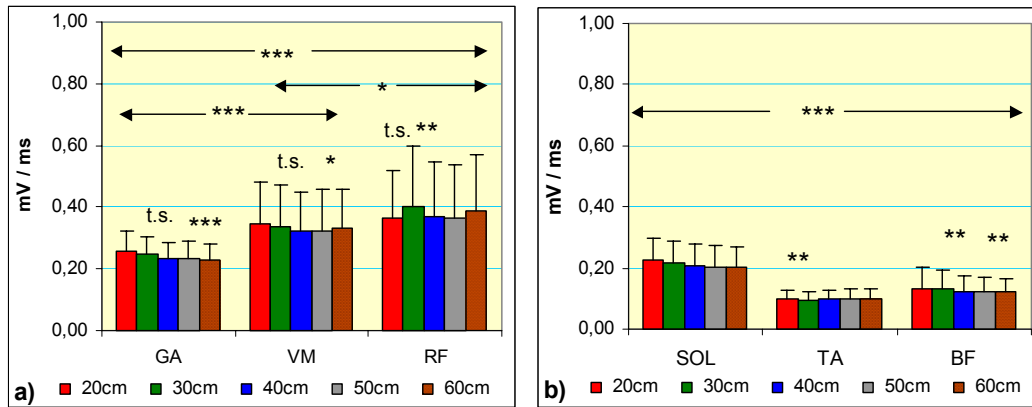


Abb. 4-8: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Gesamtaktivität in mV/msec ($n = 41$)
 $ns = p > 1$, $ts = p > 0,05$, $* = p \leq 0,05$, $** = p \leq 0,01$, $*** = p \leq 0,001$

Beim Vergleich der Gesamtaktivität zwischen den Muskeln ist festzustellen, dass GA, VM und RF eine höhere Gesamtaktivität ($p \leq 0,001$) als SOL, TA und BF aufweisen. Sie unterscheiden sich auch enorm voneinander (vgl. Abb. 4-8 und Tab. 4A-6 im Kap. 11).

Die Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase sind in Abbildung 4-9 dargestellt. Aus dieser Abbildung ist abzulesen, dass - wie in der Abbildung 4-8 - die EMG-Maxima von GA, VM und RF ebenfalls viel höher ausfallen ($p \leq 0,001$) als die EMG-Maxima von SOL, TA und BF. Die Aktivitätsmaxima der Muskeln innerhalb der beiden Gruppen (Abb. 4-9a und 4-9b) unterscheiden sich kaum voneinander.

Ebenfalls keinen Einfluss auf die Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase hat die Dehnungsbelastung, wie aus der Abbildung 4-9 klar zu erkennen ist.

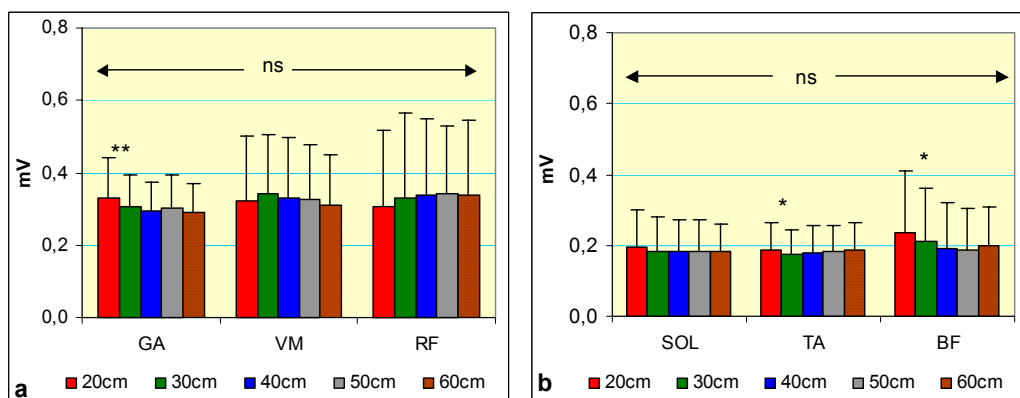


Abb. 4-9: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase ($n = 41$)
 $ns = p > 1$, $ts = p > 0,05$, $* = p \leq 0,05$, $** = p \leq 0,01$, $*** = p \leq 0,001$

Die in Abbildung 4-10 dargestellten Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase werden von der Dehnungsbelastung kaum beeinflusst. Unterschiede lassen sich aber zwischen den Muskeln deutlich erkennen. Von den beteiligten Muskeln zeigt RF die höchste Aktivierung, gefolgt von VM. Beide Muskeln unterscheiden sich sowohl voneinander als auch von anderen Muskeln in signifikanter bis höchstsignifikanter Weise. TA und BF zeigen als Antagonisten hier die niedrigste Aktivierung, unterscheiden sich aber voneinander nicht (n.s.). Ebenfalls nicht signifikant unterscheiden sich voneinander die zwei Teile des m. triceps surae, GA und SOL.

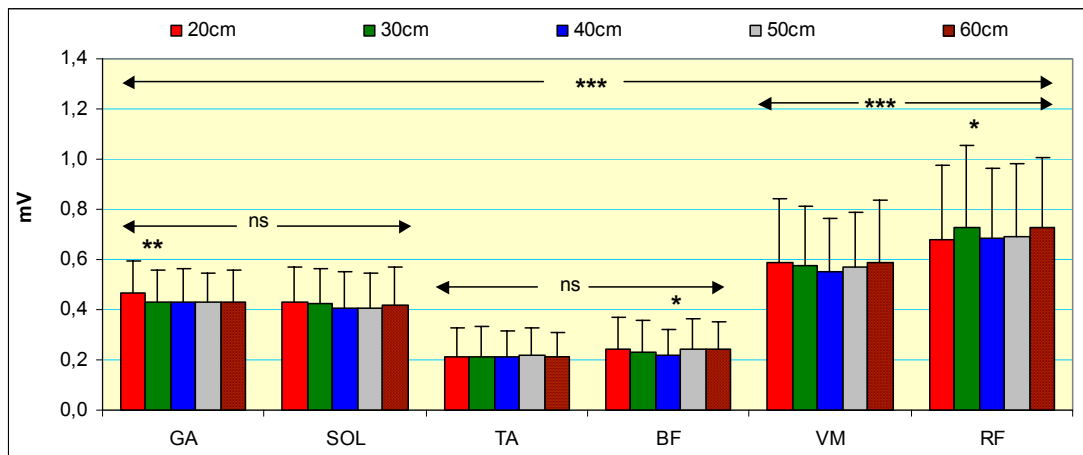


Abb. 4-10: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase (n = 41)

ns = $p > 1$, ts = $p > 0,05$, * = $p \leq 0,05$, ** = $p \leq 0,01$, *** = $p \leq 0,001$

4.3.3. Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump. Korrelative Zusammenhänge der neurophysiologischen Parameter

Abb. 4-11 zeigt die Verteilung der EMG-Aktivität in vier funktionelle Phasen. Die Diagramme entsprechen jeweils einer funktionellen Phase. Bei der Vorinnervationsphase (Abb. 4-11a) ist wie erwartet der prozentuale Anteil von TA und BF sehr hoch (ca. 47% und 38% jeweils). Die hohen prozentualen Werte bleiben durch die steigende Dehnungsbelastung unbeeinflusst. Ebenfalls hoch fällt auch der Anteil des GA mit ca. 36% auf. Dieser Anteil erhöht sich mit steigender Niedersprunghöhe allerdings nicht (nur für die Stufe zwischen 30 cm und 40 cm mit $p \leq 0,001$). Beeinflusst von der steigenden Belastung scheint SOL. Sein Anteil steigt kontinuierlich und zeigt besonders für die Belastungsstufen 30-40 cm und 40-50 cm signifikante bis hochsignifikante Werte. Der Aktivitätsanteil von VM und RF fällt wesentlich niedriger (Werte zwischen 10% und 12%) aus und bleibt von der steigenden Belastung unbeeinflusst.

Die Latenzphase in Abb. 4-11b ist die Phase mit dem niedrigsten Anteil an der Gesamtaktivität. Ihr Anteil schwankt zwischen 5% (BF) und 15% (VM). Bei dieser Phase (außer TA und RF) zeigen die Muskeln eine fallende Tendenz mit steigender Dehnungsbelastung, signifikant ist sie aber nur für GA und teilweise für VM und BF.

Bei der reflexinduzierten Phase (RIA Abb. 4-11c) ist der prozentuale Anteil von SOL, VM und RF sehr hoch (Werte zwischen 44% und 52%) wie auch der des GA, der Werte zwischen 30% und 37% erreicht. Auffallend ist die sehr große Senkung des GA Anteils sowie des SOL (ab der Niedersprunghöhe

he 40 cm) mit steigender Belastung ($p \leq 0,001$). VM und RF zeigen keine Änderung in ihren prozentualen Anteilen bei steigender Niedersprunghöhe.

In der Phase der späten EMG-Antworten (Abb.4-11d) nehmen die EMG-Anteile mit Erhöhung der Belastung bei allen Muskeln zu. Diese Erhöhung ist mit Ausnahme von TA erst ab der Niedersprunghöhe 40 cm erheblich ($p \leq 0,001$). Der EMG-Anteil von TA bleibt während der SEA-Phase von der Dehnungsbelastung unbeeinträchtigt. Bemerkenswert ist, dass TA bei allen vier Phasen (VOR – LAT – RIA – SEA) von der steigenden Belastung unbeeinflusst bleibt.

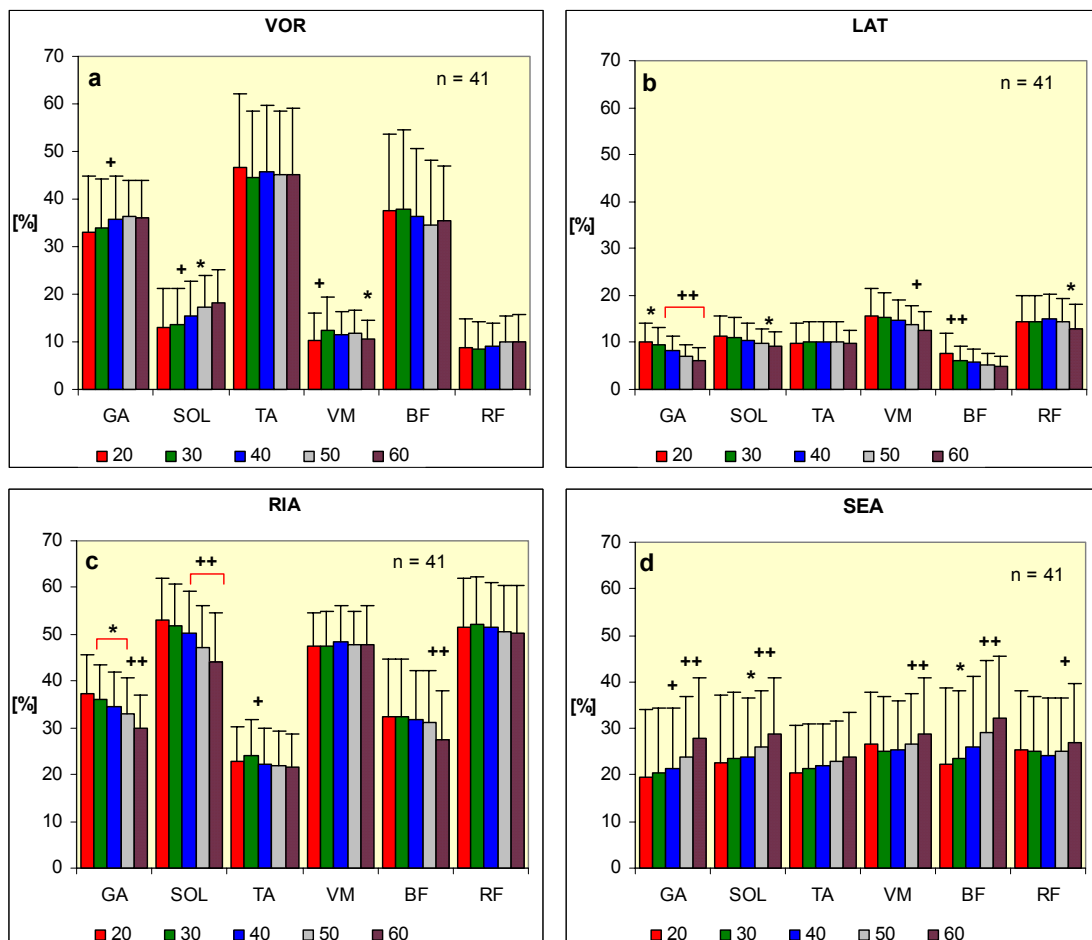


Abb. 4-11: Prozentuale Aktivitätsanteile der funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität (EMG-Amplitude der Vorinnervation und der Aktivität während der Bodenkontaktphase). Die Balken zeigen die Mittelwerte und Standardabweichungen bei den fünf Belastungsstufen ($n = 41$).

Erläuterungen: * = $p \leq 0,05$, + = $p \leq 0,01$, ++ = $p \leq 0,001$, a = VOR, b = LAT, c = RIA, d = SEA

Betroffen von der steigenden Dehnungsbelastung sind in allen Phasen GA, SOL und teilweise VM. Diese Tatsache unterstützt die These, dass mit steigender Niedersprunghöhe eine „Rechtsverschiebung“ der EMG-Anteile zu erwarten ist.

Ein anderer interessanter Aspekt der Innervationsparameter ist die Rolle der Vorinnervationsphase auf die weitere Ausprägung besonders der Reflexaktivitätsphase und eventuell der Latenzphase. Als Erklärungsmodell wurde hier die Korrelationsstatistik verwendet. Bei diesem Verfahren wurden die mittleren Amplituden der funktionellen Phasen durch die Zeit der jeweiligen Phasen relativiert und in

die Berechnung einbezogen. Tab 4-6 zeigt die Korrelationskoeffizienten zwischen der Vorinnervationsphase und den anderen drei funktionellen Phasen.

Tab. 4-6: Korrelationskoeffizienten (zeitrelativiertes IEMG) zwischen der Vorinnervationsphase (VOR), Latenzphase (LAT), Reflexaktivität (RIA) und willkürliche Aktivität (SEA). Die Korrelationen beziehen sich auf die ganze Stichprobe: n = 201.

	<i>GA</i>	<i>SOL</i>	<i>TA</i>	<i>VM</i>	<i>BF</i>	<i>RF</i>	<i>n</i>
VOR / LAT	0,439	0,651	0,269	0,717	0,614	0,682	201
VOR / RIA	0,290	0,366	0,180	0,578	0,355	0,426	201
VOR / SEA	-0,020	0,112	0,174	0,471	0,271	0,351	201

In der Tab. 4-6 ist zu erkennen, dass es für die Extensoren (GA, SOL, VM und RF) zwischen VOR-LAT und VOR-RIA geringe bis mittlere korrelative Zusammenhänge gibt. Ein Vergleich zwischen VOR und SEA zeigt, dass es keine (GA) bis geringe (VM) korrelative Zusammenhänge gibt. Diese Zusammenhänge zwischen VOR-LAT und VOR-RIA sind zwar nicht hoch, aber immerhin positiv.

Der Zusammenhang VOR-RIA wird noch stärker, wenn die Niedersprunghöhe berücksichtigt wird (allerdings bis zur Fallhöhe 50 cm). Aus der Tabelle 4-7 ist zu erkennen, dass mit steigender Niedersprunghöhe ein höherer Zusammenhang zu sehen ist. Auffallend ist die VOR-LAT-Beziehung des GA. Offensichtlich ist, dass mit steigender Belastung der Wert dieser Korrelation kontinuierlich absinkt.

Tab. 4-7: Korrelationskoeffizienten (zeitrelativiertes IEMG) zwischen der Vorinnervationsphase (VOR), Latenzphase (LAT), und Reflexaktivität (RIA). Die Korrelationen beziehen sich auf die jeweiligen Niedersprunghöhen (n = 41: Fallhöhe 20-50 cm und n = 37: Fallhöhe 60 cm).

	<i>Fallhöhe</i>	<i>GA</i>	<i>SOL</i>	<i>TA</i>	<i>VM</i>	<i>BF</i>	<i>RF</i>	<i>n</i>
VOR / LAT	20	0,679	0,693	0,206	0,789	0,622	0,638	41
VOR / LAT	30	0,487	0,611	0,041	0,731	0,533	0,646	41
VOR / LAT	40	0,599	0,629	0,301	0,622	0,557	0,724	41
VOR / LAT	50	0,449	0,701	0,392	0,808	0,547	0,676	41
VOR / LAT	60	0,344	0,586	0,506	0,620	0,532	0,757	37
<hr/>								
VOR / RIA	20	0,290	0,378	0,095	0,471	0,477	0,433	41
VOR / RIA	30	0,330	0,533	0,190	0,605	0,445	0,360	41
VOR / RIA	40	0,338	0,507	0,170	0,563	0,520	0,541	41
VOR / RIA	50	0,525	0,612	0,184	0,748	0,444	0,592	41
VOR / RIA	60	0,525	0,415	0,338	0,588	0,338	0,490	37

Der Nachweis reflektorischer Anteile während der reflexinduzierten Aktivität beim DJ kann durch den Vergleich der Aktivität während der RIA Phase beim DJ mit der willkürlichen Aktivierung im SJ erfolgen. Zu diesem Zweck wurde nach Anlehnung an NEUBERT (1999) die mittlere EMG-Amplitude des SJ zwischen 150 ms bis 50 ms vor dem Verlassen der Kraftmessplatte berechnet (siehe auch NEUBERT 1999 S. 111 und Kap. 3.2.5). Die Ergebnisse dieses Vergleichs sind in Tab. 4-8 dargestellt.

Tab. 4-8: Prozentualer Anteil der reflexinduzierten Aktivität der untersuchten Muskeln beim DJ an der willkürlichen Innervationshöhe im SJ

SJ = 100%												
	GA		SOL		TA		VM		BF		RF	
Fallhöhe	%	p	%	p	%	p	%	p	%	p	%	p
DJ20	90,41	0,018	111,79	0,003	116,39	0,001	118,16	0,007	151,13	0,000	102,07	n.s.
DJ30	84,90	0,000	106,99	0,048	111,23	0,019	117,22	0,006	145,40	0,000	110,89	0,026
DJ40	80,80	0,000	104,50	n.s.	106,09	n.s.	116,03	0,005	140,58	0,000	104,91	n.s.
DJ50	79,04	0,000	101,78	n.s.	113,38	0,014	119,69	0,003	145,53	0,000	107,08	n.s.
DJ60	71,93	0,000	101,31	n.s.	118,29	0,023	125,75	0,002	130,98	0,008	116,69	0,048

Wie erwartet zeigt GA während der RIA-Phase bei allen Belastungsstufen als einziger Muskel eine signifikant niedrige Aktivität beim DJ im Vergleich zu der willkürlichen Aktivierung im SJ. Die anderen fünf Muskeln zeichnen sich mit Aktivitätsanteilen über dem 100% Bereich (100% = SJ Aktivität) aus; allerdings sind nur die Anteile des VM und BF bei allen Belastungsstufen erheblich höher ($0,001 \leq p \leq 0,01$).

4.4 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse

4.4.1 Zeitlicher Aspekt der muskulären Aktivität

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen die bisherige Meinung über die Vorinnervation als eine zentral vorprogrammierte Aktivität. Sowohl die Rekrutierungszeitpunkte als auch die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervation verlaufen nach einem bestimmten Muster. Die Rekrutierungszeitpunkte sind sowohl von der Lage des Muskels (distale oder proximale Lage) als auch von dessen Funktion beeinflusst, dagegen zeigen sie keine Veränderung (außer bei SOL) bei steigender Dehnungsbelastung. Diese Feststellung wird auch durch die Untersuchungsergebnisse von VIITASALO et al. (1998) und NEUBERT (1999) bestätigt. Eine Abhängigkeit allerdings der Vorinnervation von der Erhöhung der Belastung behaupten MELVILL JONES / WATT (1971), DIETZ / NOTH (1978b), SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982b), SCHMIDTBLEICHER (1986). Die Ergebnisse dieser Untersuchung wurden aus niedrigen bis mittleren Fallhöhen gewonnen; dagegen ließen SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982b) ihre Probanden aus zwei sehr unterschiedlichen Fallhöhen (50 und 110 cm) springen. Das kann auch der Grund der unterschiedlichen Ansicht über den Einfluss der Belastungshöhe auf die Rekrutierungszeitpunkte sein. Es ist noch festzustellen, dass TA und BF als Antagonisten der Plantarflexoren und Knieextensoren zum gleichen Zeitpunkt ihre Rekrutierung beginnen und zum gleichen Zeitpunkt das Aktivitätsmaximum während der Vorinnervation erreichen. Diese Feststellung bekräftigt die Meinung der gelenkstabilisierenden Funktion beider Muskeln. Die Rolle des TA und BF wird teilweise von den Plantarflexoren (GA und SOL) unterstützt. SOL wird bei hohen Dehnungsbelastungen (50 und 60 cm) fast gleichzeitig mit TA und BF rekrutiert. GA erreicht sein Aktivitätsmaximum während der Vorinnervation fast zeitgleich mit TA und BF, allerdings nur für

die Fallhöhen 50 und 60 cm (vgl. Abb. 4-6). Die zum gleichen Zeitpunkt rekrutierten Muskeln VM und RF erreichen ebenfalls zeitgleich ihre Aktivitätsmaxima. Diese „Vorinnervationsstrategie“ bleibt mit steigender Fallhöhe unverändert. Ebenfalls unverändert bleiben die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervation aller beteiligten Muskeln mit Erhöhung der Belastung, eine Ausnahme bildet der GA (siehe auch Abb. 4-6). Nach den oben genannten Feststellungen kann die Hypothese 1 im Bezug auf ihren ersten Teil (*Verlängerung der Vorinnervationsdauer mit steigender Belastung*) zurückgewiesen werden, wobei der zweite Teil (*die Funktion und Dauer der Vorinnervation ist muskelspezifisch*) angenommen werden kann.

Während der Bodenkontaktphase erreichen VM und RF als erste Muskeln deutlich früher ihre Aktivitätsmaxima als die anderen Muskeln und verhindern damit eine zu starke Beugung des Kniegelenkes. Als nächster Muskel erreicht SOL sein Aktivitätsmaximum. Danach folgen fast zeitgleich GA und BF und wieder als letzter TA. Diese Reihenfolge der Aktivitätsmaxima ist ziemlich stabil und wird von den steigenden Niedersprunghöhen nicht beeinflusst. Eine Verlängerung der Zeitpunkte ihrer Aktivitätsmaxima erfahren mit steigender Fallhöhe SOL und insbesondere GA; die anderen Muskeln außer TA zeigen nur für die Belastungsstufe zwischen 50 und 60 cm eine signifikante Verlängerung. Damit kann die Hypothese 2 in ihrem ersten Teil angenommen werden. Der zweite Teil der Hypothese 2 kann nur für GA und SOL angenommen werden. Aufgrund fehlender Erkenntnisse der Belastungsstufen höher als 60 cm kann diese Hypothese für die anderen Muskeln nicht angenommen werden. Im Gegensatz zur Rekrutierungsreihenfolge verläuft die Reihenfolge der Aktivitätsmaxima während des Bodenkontaktes von proximal nach distal, was der Vertikalbeschleunigung nach oben entspricht. Funktionell kann diese Reihenfolge so interpretiert werden: zunächst findet die Hüftextension statt, die durch die Aktivität des RF abgebremst wird. Gleichzeitig folgt durch den zweigelenkigen RF eine Impulsübertragung von dem Hüft- auf das Kniegelenk. Nach der Hüftextension erfolgt eine Knieextension, unterstützt von RF und hauptsächlich von VM. GA als zweigelenkiger Muskel sorgt auf der einen Seite für die Abbremsung der Knieextension, auf der anderen durch die Abbremsung der Kniestreckung für eine Impulsübertragung vom Knie- auf das Sprunggelenk (VAN SOEST et al. 1985). Damit wird SOL auf die Plantarflexion vorbereitet, welche unmittelbar nach der Knieextension abläuft. Nachdem alle Muskeln ihre Aktivitätsmaxima erreicht haben, wird TA als letzter aktiviert und sorgt für eine Dorsalflexion während der Abflugphase. Nach GROSSER et al. (1987) kann der RF seine Funktion als Extensor im Knie nur voll ausüben, wenn das Hüftgelenk gestreckt ist. Sein Beitrag (ca. 16%) an der Knieextension ist gegenüber den beiden mm. vasti (ca. 85%) viel geringer. Der Beitrag des RF an der Hüftflexion liegt immerhin bei ca. 42%. GA kann nur bei gestrecktem Knie seine volle Arbeitsfähigkeit für die Plantarflexion ausüben. Bei Sprüngen kann die Plantarflexion ihre maximale Wirkung erreichen, wenn eine Knieextension vorhanden ist. Liegt keine Knieextension vor, muss der eingelenkige SOL einen höheren Arbeitsanteil übernehmen (Arbeitsleistung bei gestrecktem Kniegelenk für den GA 48%, für den SOL ca. 39%).

4.4.2. Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität

Die nicht vorhandene Erhöhung der relativen Gesamtaktivität bei steigender Fallhöhe steht in guter Übereinstimmung mit Ergebnissen aus früheren Untersuchungen (SCHMIDTBLEICHER et al. 1987;

NEUBERT 1999). Als Grund für die fehlende Erhöhung der EMG-Aktivität kann angenommen werden, dass hier nicht die absoluten Integrale aus der Voraktivität und der Bodenkontaktphase herangezogen wurden, sondern die zeitlich relativierte Gesamtaktivität berechnet wurde, die das mittlere Aktivitätsniveau darstellt.

Ein erkennbarer Unterschied besteht zwischen den einzelnen Muskeln (siehe auch Abb. 4-8). VM und RF zeigen ähnliche Aktivitätswerte, die deutlicher höher liegen als die Werte der anderen vier Muskeln (GA, SOL, TA und BF). Als Grund der niedrigen Gesamtaktivität insbesondere für die Werte von TA und BF könnte die unterschiedliche Funktion beider Muskeln angenommen werden. Sowohl TA als auch BF werden als Antagonisten nur teilweise und sehr selektiv aktiviert.

Die Aktivitätsmaxima sowohl während der Vorinnervationsphase als auch während der Bodenkontaktphase verändern sich zwar mit der Erhöhung der Dehnungsbelastung kaum, zeigen dennoch signifikante intermuskuläre Unterschiede, die bei steigender Fallhöhe kaum verändert werden. Die Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase zeigen höhere Werte für GA, VM und RF, wobei die Werte der anderen drei Muskeln viel niedriger ausfallen (vgl. Abb. 4-9). Während der Bodenkontaktphase sind drei Gruppen erkennbar. Die erste Gruppe mit RF und VM zeigt die höchsten Aktivitätswerte aller Muskeln. An zweiter Stelle folgten GA und SOL, an dritter Stelle die Gruppe mit den niedrigsten Werten, die zwei Antagonisten TA und BF (siehe auch Abb. 4-10).

Anhand der vorliegenden Ergebnisse kann der erste Teil der Hypothese 3 (Erhöhung der Gesamtaktivität sowie der EMG-Aktivitätsmaxima mit der Belastungserhöhung) zurückgewiesen werden, wobei der zweite Teil der Hypothese (der Ausprägungsgrad der muskulären Aktivität hängt von der Funktion und Lage der beteiligten Muskeln) angenommen wird.

Aus den bisherigen Ergebnisse lässt sich ableiten, dass beide Antagonisten (TA und BF) viele Ähnlichkeiten hinsichtlich der Rekrutierungsabfolge, der Höhe und dem Zeitpunkt der Aktivitätsmaxima sowohl in der Vorinnervationsphase als auch während der Bodenkontaktphase aufweisen. Das ähnliche Innervationsmuster von TA und BF unterscheidet sich stark von den anderen vier Muskeln. Die Annahme, dass beide Muskeln die Anforderungen einer stabilisierenden und unterstützenden Funktion erfüllen, bestätigen die Rekrutierungszeitpunkte sowie die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima eindeutig. Damit kann die Hypothese 4 als wahr angenommen werden.

4.4.3. Funktioneller Aspekt der muskulären Aktivität

Die zeitliche Verteilung der Innervation in die vier funktionellen Phasen zeigt die differenzierte Aufgabe der einzelnen Muskeln während der Ausführung eines DJ. Während der VOR-Phase erreichen TA und BF ihre höchsten Aktivitätsanteile mit jeweils ca. 46% und 37% der Gesamtaktivität. Die hohen Aktivitätsanteile der beiden Muskeln bestätigen die Annahme der Hypothese 4 (stabilisierende Funktion). Zudem bleiben sie durch die steigende Fallhöhe unbeeinflusst. Die ebenfalls hohen Aktivitätsanteile des GA (33-36%) während der VOR-Phase unterstützen die Meinung der Literatur über die stabilisierende Funktion der Vorinnervationsphase (vgl. Kap.4.1.3). Dabei ist anzumerken, dass SOL als einziger Muskel seine Aktivitätsanteile mit steigender Belastung erhöht (von 13% bei DJ20 bis 18% bei DJ60). Ein ähnliches Verhalten bei SOL konnte auch GOLLHOFER (1987) nachweisen.

Während der LAT-Phase zeigen alle Muskeln (außer VM und RF) die niedrigsten Aktivitätsanteile. Die signifikante Reduktion der GA-Aktivität mit steigender Dehnungsbelastung steht in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982b) und NEUBERT (1999). Die Ursachen dieser Reduktion wurden schon in Kap. 4.1.3 diskutiert. SCHMIDTBLEICHER et al. 1987 behaupten, dass, je weniger ausgeprägt die Reduktion des GA in dieser Phase ist, das Niveau der reaktiven Leistungsfähigkeit desto höher liegt (vgl. auch Unterschiede zwischen Trainierten und Untrainierten bei SCHMIDTBLEICHER et al. 1987, S. 392, TEGTMEIER 1987, S. 54-55 und SCHMIDTBLEICHER 1989, S. 69).

Während der RIA-Phase reagieren GA und SOL mit deutlich erkennbaren Abnahmen ihrer Aktivitätsanteile bei steigender Dehnungsbelastung (GA von 37% auf 30%, SOL von 53% auf 44%, $p \leq 0,001$). Im Gegensatz dazu bleiben VM und RF mit Werten von jeweils 48% und 51% unbeeinflusst von der Dehnungsbelastung und zeigen zusammen mit SOL ihre höchsten Aktivitätsanteile. Die Ursachen der GA- und SOL-Reduktion liegen möglicherweise in der Tatsache, dass die beiden distal gelegenen Muskeln sehr empfindlich auf hohe Fallhöhen reagieren können.

Während der SEA-Phase reagieren alle Muskeln mit einer tendenziellen und ab der Belastungsstufe von 50 cm signifikanten Steigerung der Aktivitätsanteile im Vergleich zur Gesamtaktivität. Eine Verlängerung der Bodenkontaktzeiten mit Erhöhung der Fallhöhe und die dadurch verlängerte willkürliche Aktivierung kann als Ursache angenommen werden.

Die Tatsache, dass die Mehrheit der Muskeln während der LAT- und RIA-Phase mit steigender Fallhöhe ihre Aktivitätsanteile reduzieren und während der SEA-Phase erhöhen, führt zu der Schlussfolgerung, dass die steigende Belastung das EMG-Muster nach rechts „schiebt“. Hiermit gilt die Hypothese 5 als angenommen.

Ein Nachweis reflektorischer Anteile während der RIA-Phase kann laut Tab. 4-8 für TA, VM, BF und teilweise für SOL und RF angenommen werden. GA zeigt im Vergleich zur willkürlichen Aktivität im SJ eine signifikant niedrige Aktivität während der reflexinduzierten Phase beim DJ. Die Aktivität des GA sinkt mit der Erhöhung der Fallhöhe. Diese Ergebnisse stehen mit den Ergebnissen von SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982b), NEUBERT (1999) in guter Übereinstimmung. Die reduzierte Aktivität des GA bei erhöhter Belastung kann anhand zweier Phänomene interpretiert werden: a) die längeren Kniewinkelamplituden, die mit Kombination der Dorsalflexion eine längere isometrische Kontraktion bei GA verursachen könnten, b) mit steigender Dehnungsbelastung erhöht sich der Einfluss hemmender Mechanismen. Der RF, ebenfalls ein zweigelenkiger Muskel, zeigt zwar in allen Belastungsstufen höhere Anteile während der RIA-Phase beim DJ, unterscheidet sich aber in den SJ-Werten nur bei den Belastungsstufen 30 und 60 cm signifikant. Für den Nachweis afferenter Anteile bei RF spielt vermutlich die Bewegungsausführung beim DJ eine große Rolle. Ausführungen mit einem deutlichen Nachgeben im Kniegelenk verursachen rasche Längenänderungen beim RF und damit die Auslösung afferenter Anteile (vgl. auch SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b). In der vorliegenden Untersuchung waren die Probanden aufgefordert, bei jedem Sprung so hoch wie möglich zu springen und den Bodenkontakt so kurz wie möglich zu gestalten. Das führte zu kleinen Kniewinkelamplituden während der Flexionsphase und folglich zu niedrigen Dehnungsgeschwindigkeiten beim RF. Bei den eingelenkigen Muskeln reagiert nur VM hypothetisch konform mit Aktivitätsanteilen,

die zwischen 16 und 26% deutlich höher liegen als die Aktivitätsanteile im SJ. SOL zeigt zwar ebenfalls höhere Aktivitätsanteile beim DJ als beim SJ, aber mit steigender Belastung werden seine Aktivitätsanteile ständig niedriger und unterscheiden sich von denen des SJ nicht signifikant. Vermutlich unterliegen SOL – wie auch GA- mit zunehmender Fallhöhe einem immer höheren Einfluss von hemmenden Mechanismen.

Aus den vorliegenden Ergebnissen und der oben genannten Interpretation kann die Hypothese 6 angenommen werden.

Die Annahme von Hypothese 7 kann nach Betrachtung der Ergebnisse und besonders der Korrelationsanalyse erfolgen. Die erhöhte Belastung verursacht beim GA eine Senkung des Korrelationsgrades zwischen VOR und LAT und eine Erhöhung des Korrelationsgrades zwischen VOR und RIA. Dieser Unterschied entsteht aus der Beeinflussung der LAT-Phase durch hemmende Mechanismen, die mit erhöhter Belastung auftreten, und der Dehnungsgeschwindigkeit, welche bei Erhöhung der Fallhöhe ständig zunimmt. Die anderen Muskeln zeigen eine tendenzielle Steigerung des Korrelationsgrades mit Fallhöhenzunahme aber nur bis zu einer Fallhöhe von 50 cm.

4.5 Zusammenfassung

Die Innervationscharakteristik sowie die Funktion und Rolle der beteiligten Muskeln beim DJ wurde in diesem Kapitel in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung dargestellt. Die Innervationscharakteristik wurde in drei Aspekte unterteilt: den zeitlichen Aspekt, den Intensitätsaspekt und schließlich den funktionellen Aspekt. Alle drei Aspekte dienen einem besseren Verständnis der Einflussfaktoren, welche die inter- und intramuskuläre Koordination bei der Ausführung des DJ beeinflussen.

Der zeitliche sowie der Intensitätsaspekt bleiben durch die Steigerung der Fallhöhen unbeeinflusst. Diese zwei Aspekte hingegen zeigen intermuskuläre Unterschiede und schaffen damit ein besseres Verständnis der Rolle (stabilisierende und unterstützende) der Antagonisten an der DJ-Bewegung.

Im Gegensatz dazu scheint der funktionelle Aspekt sowohl von der Fallhöhenzunahme, als auch von intermuskulären Faktoren beeinflusst zu sein. Die steigende Dehnungsbelastung verursacht eine „Rechtsverschiebung“ des EMG-Musters und damit eine immer höhere Beteiligung der willkürlichen Aktivität am Innervationsmuster des DJ. Die intermuskulären Faktoren deuten darauf hin, dass die Gewichtung der einzelnen Phasen von der Funktion und Rolle der beteiligten Muskeln abhängig ist.

Die Integration afferenter Anteile an der reflexinduzierten Phase beim DJ zeigen im Vergleich zur willkürlichen Aktivität im SJ eindeutig TA, VM, BF und teilweise SOL und RF. GA hingegen zeigt keinen reflektorischen Anteil und verstärkt damit die Ansicht seiner isometrischen Arbeitsweise während der reflexinduzierten Phase (RIA) beim DJ.

Anhand der Korrelationsanalyse konnte der positive Zusammenhang zwischen der VOR- und RIA-Phase überprüft und bestätigt werden. Dabei zeigte sich, dass durch die Steigerung der Dehnungsbelastung die positive Beziehung zwischen VOR- und RIA-Phase noch deutlicher wurde.

5. NEURONALE UND MECHANISCHE EINFLUSSFAKTOREN DER REAKTIVEN LEISTUNGSFÄHIGKEIT. MULTIPLE KORRELATIVE ZUSAMMENHÄNGE

5.1 Zum Einfluss der neurophysiologischen und mechanischen Parameter auf die reaktive Leistungsfähigkeit - Literaturübersicht

Leistungen im reaktiven Bereich können vielfältig interpretiert werden. In Kapitel 2 sind die häufigsten bisher verwendeten Verfahren zur Quantifizierung der reaktiven Leistungsfähigkeit dargestellt. Der reaktive Leistungsindex (L_{index}) berücksichtigt beide Faktoren (Zeitdauer und Produkt der verrichteten Arbeit – hier als Sprunghöhe), die den Begriff Leistung determinieren. In der Literatur gibt es bisher wenige Arbeiten, welche den L_{index} als Quantifizierungsparameter der Determinierung der reaktiven Leistungsfähigkeit angewendet haben (u.a. NEUBERT 1999; BUBECK 2002). Der L_{index} als ein Kennwert, der die reaktive Leistungsfähigkeit determiniert, kann mittels Kontaktmatten problemlos in der Leistungsdiagnostik und Trainingspraxis verwendet werden. Es wäre interessant festzustellen, inwieweit der L_{index} von den neuronalen und mechanischen Parametern beeinflusst werden kann. In der Literatur gibt es keine Aussagen, ob ein solcher Zusammenhang überhaupt existiert. NEUBERT (1999, S. 174) kommt in ihrer Arbeit zu der Schlussfolgerung, „[...] dass nur wenige in dieser Arbeit bestimmten elektromyographischen Kennwerte (intramuskuläre Koordination) einen Einfluss auf die reaktive Sprungleistung haben.“ Als reaktive Sprungleistung hat NEUBERT den L_{index} und die Sprunghöhe aus 32 cm Fallhöhe berücksichtigt, wobei die Auswahl der elektromyographischen Kennwerte Anhaltspunkt⁵ für den geringen Zusammenhang zwischen dem L_{index} und den anderen Parametern sein könnte. Dagegen finden sich in der Literatur wenige Autoren, die eine Verbindung zwischen der Steigerung der reaktiven Leistungsfähigkeit (angegeben als Sprunghöhe, Bodenkontaktzeit, Leistungspotenzierung etc.) und den neuronalen Faktoren bestätigen. Die wichtigsten Literaturerkenntnisse über den Zusammenhang zwischen den mechanischen und den neuronalen Parametern (EMG) sowie der reaktiven Leistungsfähigkeit werden in der nachfolgenden Übersicht dargestellt.

Die Bedeutung der hohen und ausgeprägten Vorinnervation als Voraussetzung für die Bildung einer hohen muskulären Stiffness und die damit verbundene hohe Sprungleistung betonen mehrere Autoren (ANTONI et al. 1979; BOSCO et al. 1982a; KOMI 1984; AURA / KOMI 1986b; GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; AVELA et al. 1994; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995a; KYRÖLÄINEN et al. 1997; AVELA / KOMI 1998a; BRÜGGEMANN et al. 2000). Einen indirekten Zusammenhang zwischen dem EMG-Muster und der reaktiven Leistungsfähigkeit stellen FRICK (1993), FRICK / SCHMIDTBLEICHER (1993) und SCHMIDTBLEICHER / FRICK (1995) dar. Die beide Autoren unterscheiden drei Typen von EMG-Mustern, die nach einem Ermüdungsprogramm mit Kontraktionen im DVZ (in dem Fall DJ) auftreten können:

- Typ 0 zeigt keine bedeutsame Veränderung
- Typ 1 reagiert mit einer Linksverschiebung des EMG-Musters
- Typ 2 reagiert mit einer Rechtsverschiebung des EMG-Musters

⁵ NEUBERT hat in ihrer Arbeit als elektromyographische Kennwerte folgende Parameter berücksichtigt: a) die zeitlich relativierte Gesamtaktivität, b) die Summe der Aktivitäten aller Muskeln, c) die prozentualen Anteile der einzelnen Muskeln an der zeitlich relativierten Gesamtaktivität, d) die Dauer der Aktivitätsreduktion des GA, e) den Kennwert zur Beschreibung der GA-Aktivität während der reflexinduzierten Phase beim DJ im Vergleich zur SJ-Aktivität und f) die Differenz zwischen den Zeitpunkten der Aktivitätsmaxima von GA und RF während des Bodenkontaktes.

Diese Veränderungen des EMG-Musters sind mit entsprechenden Veränderungen anderer wichtiger mechanischer Parameter verbunden. Nach Aussagen beider Autoren zeigt Typ 1 (*Linksverschiebung des EMG-Musters*) eine erhöhte Aktivität während der ersten drei funktionellen Phasen (VOR-LAT-RIA), eine Senkung der SEA-Phase (mehr als 10%), eine Verkürzung der Bewegungsamplitude und der Dauer während der Flexionsphase (besonders im Kniegelenk), eine Reduzierung der maximalen und mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Flexions- und eine Erhöhung während der Extensionsphase sowie eine minimale Reduzierung der Bodenkontaktzeiten. All dies führt nach Meinung beider Autoren zur Erhöhung der Muskelstiffness und der Leistungsfähigkeit. Das gegensätzliche Bild zeigt Typ 2 (*Rechtsverschiebung des EMG-Musters*). Dieser Typ zeichnet sich durch eine reduzierte Aktivität während der ersten drei funktionellen Phasen (VOR-LAT-RIA), eine Erhöhung der SEA-Phase (mehr als 10%), eine Verlängerung der Bewegungsamplitude und die Dauer während der Flexionsphase (besonders im Kniegelenk), eine Erhöhung der maximalen und mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase, eine Reduzierung während der Extensionsphase und eine Erhöhung der Bodenkontaktzeiten aus. Diese Erscheinungen führen zu einer reduzierten Muskelstiffness und dementsprechend zur Senkung der Leistung (Sprunghöhe).

Aufgrund dieser Erkenntnisse behaupten SCHMIDTBLEICHER / FRICK (1995, S. 363):

„[...] Die Veränderungen des Innervations- und Bewegungsverhaltens der Vpn. von Typ 1 (d.h. eine Linksverschiebung des EMG-Musters) sprechen für eine Optimierung der muscle stiffness im Belastungsverlauf. Gegenteiliges kann von dem Typ 2 angenommen werden. Deshalb müsste Typ 2 die unökonomischere Anpassungsvariante sein.“

Die bisherigen Erkenntnisse der oben genannten Autoren werden zusätzlich durch Untersuchungsergebnisse, die GOLLHOFER (1987) und KYRÖLÄINEN / KOMI (1995b) vorlegten, gestützt. GOLLHOFER (1987) verglich das EMG-Muster von sprungtrainierten Sportlern und Nichtsportlern. Er konnte beweisen, dass die EMG-Aktivität der Sportler besonders ausgeprägt während der ersten zwei Phasen (VOR- und RIA-Phase) war. Dagegen zeigten die Nichtsportler eine Verlagerung der EMG-Aktivität nach rechts (Ausprägung der SEA-Phase) und dementsprechend niedrigere Sprunghöhen im Vergleich zu den Sportlern. Ähnliche Ergebnisse stellten KYRÖLÄINEN und KOMI (1995b) beim Vergleich zwischen einer Kraftgruppe (Sprinter und Springer) und einer Ausdauergruppe dar. Sie zeigten, dass die Kraftgruppe über eine höhere Vorinnervation, höhere exzentrische Aktivität, kürzere Bodenkontaktzeiten und höhere Absprunggeschwindigkeiten im Vergleich zur Ausdauergruppe verfügte. Als Erklärung dieser Unterschiede betonten die Autoren, dass die Kraftgruppe einen höheren Anteil an FT-Fasern, eine bessere intramuskuläre Koordination und vermutlich eine höhere Muskelstiffness besaß.

Einen tabellarischen Überblick der positiven Zusammenhänge zwischen dem „*linksgerichteten EMG-Muster*“ und der Sprungleistung ist in der Tabelle 5-1 dargestellt.

Ein einheitlicher Kennwert bei der Quantifizierung der reaktiven Leistungsfähigkeit, welcher von einem breiten Spektrum der Forscher akzeptiert wird, gab es bis jetzt noch nicht. In den letzten Jahren tendieren jedoch immer mehr Forscher zu einem gemeinsamen (NEUBERT 1999; BUBECK 2002)⁶ oder ähnlichen (BARTONIETZ / EISELE 1994)⁷ Kennwert.

⁶ NEUBERT (1999) und BUBECK (2002) verwendeten in ihren Arbeiten als Kennwert der Determinierung der reaktiven Leistungsfähigkeit unter anderen den reaktiven Leistungsindex (L_{index}).

⁷ BARTONIETZ und EISELE (1994) verwendeten die Niedersprungkennziffer: Fallhöhe + Sprunghöhe / Kontaktzeit.

Eine ähnliche Problematik besteht für die Erfassung der Innervationscharakteristik. In der Regel werden in der Literatur bei der Auswertung von Bewegungsformen, die einen DVZ enthalten, folgende Möglichkeiten zur Auswertung und Darstellung der EMG-Parameter angenommen:

- a. die vier funktionellen Phasen (VOR-LAT-RIA-SEA) (GOLLHOFER 1987; TEGTMEIER 1987; SCHMITDBLEICHER et al. 1987; FRICK 1993; NEUBERT 1999; BUBECK 2002),
- b. die EMG-Anstiegszeiten (WITTEKOPF et al. 1991; VOSS / WITT 1998),
- c. die EMG-Amplitude während der Vorinnervation, der exzentrischen und konzentrischen Phase (AVELA et al. 1994; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995a; KYRÖLÄINEN et al. 1995; KYRÖLÄINEN et al. 1997),
- d. die EMG-Amplitude während der exzentrischen und konzentrischen Phase (BOSCO et al. 1982a; HÄKKINEN / KOMI 1985b).

Trotz dieser unterschiedlichen Meinungen tendiert die Mehrheit der Forscher zu der Ansicht, dass sich eine Ausprägung der EMG-Aktivität während der ersten Phasen des Bewegungsablaufs bei Kontraktionen im DVZ positiv auf die Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit auswirkt.

Tab. 5-1: Literaturübersicht über den Zusammenhang zwischen dem „linksgerichteten EMG-Muster“ und der Sprungleistung

Autor - Jahr	Titel	EMG-Quantifizierung	Reaktive Leistung	Zusammenhang
ANTONI, M. / SCHMIDT-BLEICHER, D. / DIETZ, V. (1979)	Möglichkeit der schnellen Innervationskorrektur beim Laufen durch den spinalen Dehnungsreflex.	Vorinnervation, Bodenkontaktphase.	Laufen auf unterschiedlichen Ebenen.	Vorinnervation und EMG-Aktivität $r = 0,64$. Vorinnervation und Dehnungsgeschwindigkeit $r = 0,63$. Durch die verstärkte Vorinnervation werden die „Stiffness“ und die Reflexantworten heraufgesetzt.
AURA, O. / KOMI, P. V. (1986b)	Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise.	VOR, ECC, CON	Mechanische Effizienz.	ECC und Elastizität $r = 0,67$. IEMG ECC/CON und mechanische Effizienz während der positiven Phase $r = 0,45$. CON IEMG % und mechanische Effizienz während der positiven Phase $r = -0,46$.
AVELA et al. (1994)	Effects of different simulated gravity conditions on neuromuscular control in drop jump exercises.	VOR, ECC, CON	Absprunggeschwindigkeit. Bodenkontaktzeiten.	Hohe Vorinnervation führt zu einer hohen exzentrischen Aktivität und zu einer hohen muskulären Leistung während der konzentrischen Phase.
AVELA, J. / KOMI, P. V. (1998a)	Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans.	VOR, ECC, CON	Absprunggeschwindigkeit. Bodenkontaktzeiten.	Δ preEMG (%) und Δ peak Stiffness (%) ECC: $0,55 \leq r \leq 0,90$
BOSCO, C. (1982)	Stretch-shortening-cycle in skeletal muscle function.	ECC, CON	Sprunghöhe.	Es wurde eine hohe mechanische Effizienz bei DJs mit kurzen Kopplungszeiten, kurzen Winkelamplituden, höheren Absprunggeschwindigkeiten und höheren ECC Aktivität ermittelt.
BOSCO et al. (1982a)	Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises.	ECC, CON	Sprunghöhe. Absprunggeschwindigkeit.	Sprünge mit kurzen Bewegungsamplituden zeigen folgende EMG-Merkmale: eine hohe IEMG-Aktivität während der ECC, eine relativ niedrige IEMG-Aktivität während der CON. Die mechanischen Parameter zeigen folgende Besonderheiten während der ECC: hohe Dehnungsgeschwindigkeiten, kurze Kopplungszeiten und größere Kraftwerte.
KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1995a)	The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparison between power- and endurance-trained athletes.	VOR, ECC, CON	Sprunghöhe.	Korrelationen der VOR mit der Flugzeit $r = 0,52$ für VL, $r = 0,42$ für VM und $r = 0,35$ für SOL.
VOSS, G. / WITT, M. (1998)	Bewegungsgesteuerte neuromuskuläre Stimulation – BNS.	Vorinnervation, Bodenkontaktphase.	Bodenkontaktzeit.	Die kurzen Bodenkontaktzeiten werden mit einer längeren VOR, kürzeren EMG-Anstiegszeiten und höheren EMG-Aktivitäten in der ersten Bodenkontakthälfte realisiert.

Erläuterungen:

VOR = Vorinnervation, ECC = exzentrische Phase, CON = konzentrische Phase, Δ preEMG % = Differenz Pre-Post des EMG während der VOR-Phase in Prozent, Δ peak Stiffness (%) ECC = Differenz Pre-Post der Stiffness während der ECC Phase in Prozent.

Mit der Annahme (siehe auch Kap. 2) des L_{index} als Kennwert, der zur Abschätzung der reaktiven Leistungsfähigkeit verwendet werden kann, stellt sich die Frage, ob zwischen diesem Kennwert und den neuronalen Faktoren positive Einflüsse erkennbar sind.

Außer den neuronalen Faktoren können auch die mechanischen Parameter einen Einfluss auf den L_{index} ausüben. In der Literatur sind solche direkten Vergleiche bis jetzt nicht bekannt. Indirekt betonten FRICK (1993), FRICK / SCHMIDTBLEICHER (1993) und SCHMIDTBLEICHER / FRICK (1995), dass eine Leistungsreduktion im DJ (gemeint ist die Sprunghöhe) durch längere Bewegungsamplituden (besonders im Kniegelenk), längere Bodenkontaktzeiten und höhere maximale und mittlere Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase verursacht werden kann.

BOSCO et al. (1979) ließen 24 Probanden DJ aus 20, 40, 60, 80 und 100 cm Fallhöhe ausführen und erfassten folgende Parameter: die Sprunghöhe, die Bodenkontaktzeit, den Kniewinkel, die positive und negative Kraft, die Winkelgeschwindigkeit während der Flexion und nach eigener Berechnung den L_{index} . Die Probanden zeigten eindeutig den höchsten L_{index} bei dem DJ20. Bei dieser Fallhöhe wurden die niedrigsten Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase, die höchste positive mechanische Leistung, die höchste positive Kraft und die kürzesten Bodenkontaktzeiten erreicht.

BOSCO et al. (1982/83) konnten bei einem Vergleich von Tiefsprüngen mit unterschiedlichen Kniewinkelamplituden zwischen 45° und 90° beweisen, dass die besseren Ergebnisse nur nach der Ausführung von Sprüngen mit den kleinen (ca. 45°) Winkelamplituden erzielt wurden.

KOMI (1984) betonte, dass reaktive Sprünge mit kurzen Bewegungsamplituden (kurze Kontaktzeiten und kleine Kniewinkel), einer hohen Dehnungsgeschwindigkeit, kurzen Kopplungszeiten und großen Kräften am Ende der exzentrischen Phase charakteristisch sind. Einige dieser Parameter sind auch für die hohe Muskelstiffness verantwortlich.

Anhand der oben genannten Literaturerkenntnisse werden in diesem Kapitel drei Schwerpunkte gesetzt:

- 1) Die Auswirkungen eines „*linksgerichteten*“ oder „*rechtsgerichteten*“ EMG-Musters auf den L_{index}
- 2) Der Einflussgrad der mechanischen Parameter auf den L_{index}
- 3) Das Verhalten der mechanischen Parameter durch die Auswirkung eines „*linksgerichteten*“ oder „*rechtsgerichteten*“ EMG-Musters

5.2 Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen

Aus den bisherigen Untersuchungserkenntnissen wird eine Akzentuierung des EMG-Musters während der ersten Phasen (Vorinnervation und Reflexaktivität) als positiv für die reaktive Leistung angenommen. Bei einer Determinierung der reaktiven Leistungsfähigkeit durch den L_{index} stellt sich die Frage, ob das obengenannte „*linksgerichtete*“ EMG-Muster ebenfalls positiv auf den L_{index} einwirkt. Dazu könnte folgende Hypothese formuliert werden:

Hypothese 8:

Es wird angenommen, dass zwischen dem „linksgerichteten“ EMG-Muster und dem L_{index} eine positive lineare Beziehung besteht.

In Kapitel 4 wurden drei EMG-Quantifizierungsverfahren dargestellt. Diese drei Verfahren beziehen sich: a) auf den zeitlichen Aspekt, b) auf den Intensitätsaspekt und c) auf den funktionellen Aspekt der muskulären Aktivität, wobei der funktionelle Aspekt als EMG-Quantifizierungsverfahren am häufigsten verwendet wurde (GOLLHOFER 1987; SCHMIDTBLEICHER et al. 1987; FRICK 1993; NEUBERT 1999; BUBECK 2002). Aus diesem Grund und unter Berücksichtigung der Tatsache, dass jede funktionelle Phase eine besondere Funktion während der Ausführung von Kontraktionen im DVZ ausübt, wird in dieser Arbeit am häufigsten der funktionelle Aspekt als EMG-Quantifizierungsverfahren verwendet.

Die Vermutung, die in der Literatur angestellt wird, dass durch die Akzentuierung der späten EMG-Antworten (SEA-Phase) quasi mit einer Leistungsreduktion zu rechnen ist (FRICK 1993), könnte (angenommen, dass Hypothese 8 richtig ist) zu folgenden Fragestellungen führen.

Fragestellung 1:

Mit welcher Konstellation des EMG-Musters (anhand des EMG-Quantifizierungsverfahrens der vier funktionellen Phasen) wird eine hohe reaktive Leistung erreicht?

Fragestellung 2:

Ist der Einfluss des EMG-Musters auf die reaktive Leistung:

- (a) dehnungsbelastungsabhängig?*
- (b) muskelspezifisch?*

In Kapitel 5.1 wurde der positive Zusammenhang der reaktiven Leistung (determiniert durch die Sprunghöhe) mit den mechanischen Parametern (Winkelgeschwindigkeiten, Winkelamplituden etc.) dargestellt. Die Aufgabe hier ist zu erfahren, ob auch Zusammenhänge zwischen dem L_{index} und den mechanischen Parametern bestehen. Des Weiteren soll noch überprüft werden, ob Zusammenhänge zwischen dem „linksgerichteten“ EMG-Muster und den mechanischen Parametern entstehen. Als mechanische Parameter wurden hier die Winkelamplituden und mittlere Winkelgeschwindigkeiten während der Amortisations- und Abdruckphase, die Bodenreaktionskräfte, die Absprunggeschwindigkeit und die mechanische Leistung herangezogen. Dazu können die folgenden zwei Hypothesen formuliert werden:

Hypothese 9:

Es besteht zwischen dem reaktiven Leistungsindex und den mechanischen Parametern eine lineare Beziehung.

Hypothese 10:

Es wird angenommen, dass zwischen dem „linksgerichteten“ EMG-Muster und den mechanischen Parametern eine lineare Beziehung besteht.

5.3 Darstellung der Ergebnisse

Die Untersuchungsergebnisse dieses Kapitels werden zuerst für die gesamte Stichprobe ($n = 201$, alle Belastungsstufen) analysiert und dargestellt. Eine solche Darstellung scheint sinnvoll zu sein, um hypothesenkonforme Tendenzen herauszufinden. In einem weiteren Schritt wird jede Belastungsstufe getrennt analysiert, um mögliche belastungsspezifische Veränderungen herauszufinden.

In Kapitel 4 wurde unter anderem der Zusammenhang zwischen den vier funktionellen Phasen untereinander dargestellt. Besonders die Beziehungen zwischen der VOR- und LAT- sowie zwischen der VOR- und RIA-Phase standen im Mittelpunkt.

Der Nachweis des direkten Einflusses der elektromyographischen Kennwerte auf den L_{index} ist in diesem Abschnitt als Erstes gezeigt.

Der Einfluss der funktionellen Phasen auf den L_{index} wird in Abb. 5-1 dargestellt. In Abb. 5-1 sind graphisch die Korrelationskoeffizienten zwischen dem L_{index} und den beteiligten Muskeln für jede funktionelle Phase zu erkennen. Auf den ersten Blick ist es offensichtlich, dass die ersten drei funktionellen Phasen zwar einen geringen bis mittleren Zusammenhang mit dem Leistungsindex aufweisen, aber trotzdem im positiven Bereich liegen. Bei der VOR-Phase weisen GA, TA, VM und BF geringe Korrelationen ($0,411 < r < 0,445$, $p < 0,001$) auf. Die anderen zwei Muskeln präsentieren sich mit sehr niedrigen Zusammenhängen ($r = 0,164$, $p \leq 0,001$ für SOL und $r = 0,019$, $p = n.s.$ für RF). Die vier zuständigen Muskeln für die Extension zeigen bei der LAT-Phase eine einheitliche Linie im mittleren Bereich ($0,591 < r < 0,694$, $p < 0,001$), TA und BF dagegen nicht ($r = -0,241$ und $r = 0,259$ jeweils, $p \leq 0,001$). Ebenfalls im mittleren Bereich liegen die Korrelationskoeffizienten von GA und SOL bei der RIA-Phase, die anderen Muskeln zeigen keine (TA) bis geringe (VM, BF und RF) Korrelationen. Dagegen liegt der Zusammenhang der SEA-Phase für alle Muskeln im negativen Bereich: ($-0,632 < r < -0,759$, $p < 0,001$). Eine Ausnahme bildet hier TA, der einen geringen Anteil von $r = -0,290$, $p < 0,001$ aufweist.

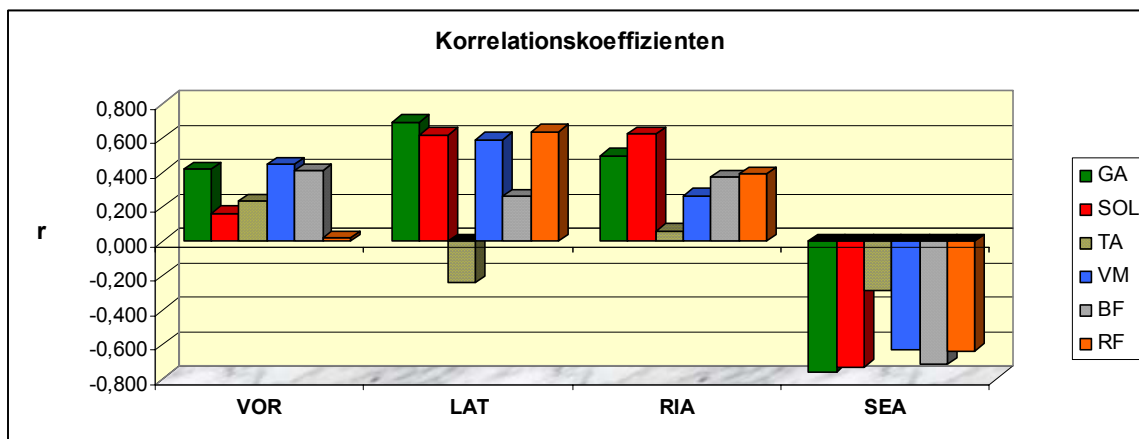


Abb. 5-1: Korrelationskoeffizienten zwischen dem Leistungsindex und den vier funktionellen Phasen aller beteiligten Muskeln ($n = 201$)

In Abb. 5-2 sind diese Zusammenhänge zwischen den einzelnen Phasen und dem L_{index} für jede Niedersprunghöhe und nur für die Muskeln, welche für die Extension zuständig sind, angegeben.

Es ist anzumerken, dass mit steigender Dehnungsbelastung eine Erhöhung des Zusammenhanges zwischen der RIA-Phase und dem L_{index} zu sehen ist. Eine ähnliche Beziehung aber in umgekehrter

Form zeigt die VOR-Phase bei steigender Dehnungsbelastung mit dem L_{index} . Die anderen zwei Phasen bleiben von der Erhöhung der Belastung unbeeinflusst.

In der Wirklichkeit treten die vier funktionellen Phasen nicht einzeln, sondern in enger Beziehung zueinander auf, besonders die ersten drei (VOR, LAT und RIA), wie bereit in Kapitel 4 dargestellt wurde. Um den Einfluss der elektromyographischen Kennwerte zu verdeutlichen, sollten alle vier Phasen nacheinander einbezogen werden. Mit der einfachen Korrelationsanalyse ist diese Möglichkeit nicht vorhanden; somit wurde die schrittweise multiple Regressionsanalyse verwendet.

In der Schrittweisen multiplen Regressionsanalyse wurde der L_{index} als abhängige Variable (Kriterium) und die vier funktionellen Phasen als unabhängige Variablen (Prädiktoren) einbezogen. Da die SEA-Phase in negativer Beziehung steht, konnte diese Phase von der Analyse nicht aufgenommen werden und wurde deshalb ausgeschlossen und dann getrennt analysiert.

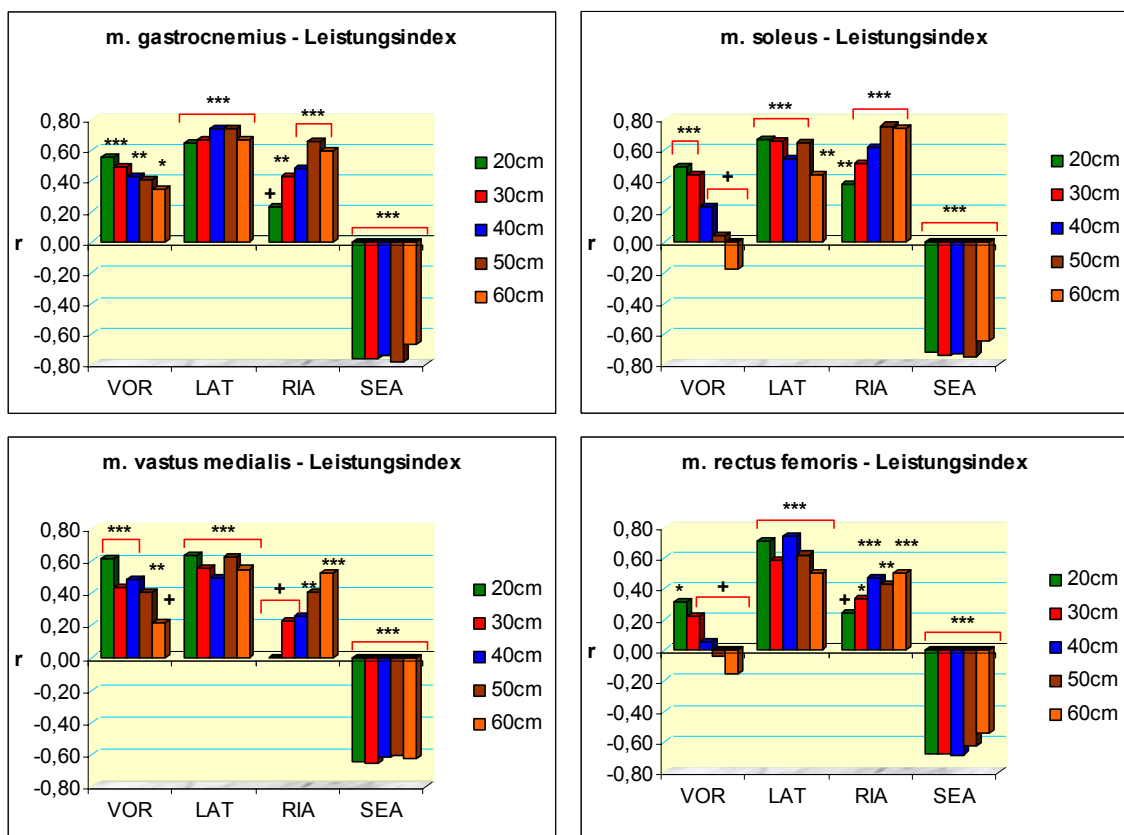


Abb. 5-2: Korrelationskoeffizienten zwischen dem L_{index} und den vier funktionellen Phasen für die zuständigen Muskeln der Extension (n = 41, n = 37 für 60 cm)

Erläuterungen: + = nicht signifikant, * = $p \leq 0,05$, ** = $p \leq 0,01$, *** = $p \leq 0,001$

Bei der Abb. 5-3 sind die multiplen Korrelationskoeffizienten für den Block VOR-LAT-RIA und SEA graphisch dargestellt. In dieser Abbildung sind alle Belastungsstufen und die vier für die Extension zuständigen Muskeln einbezogen.

Die multiplen Korrelationskoeffizienten zwischen den Blöcken (VOR-LAT-RIA) und SEA sind in der Tabelle 5-2 mit dem L_{index} für jede Belastungsstufe getrennt angezeigt. Es ist zu erkennen, dass mit steigender Belastung die Beziehung zwischen den Prädiktoren (VOR-LAT-RIA) und dem Kriterium

(L_{index}) unverändert bleibt. Ebenfalls keine Veränderungen durch die steigende Dehnungsbelastung zeigt die Beziehung zwischen der SEA-Phase und dem L_{index} .

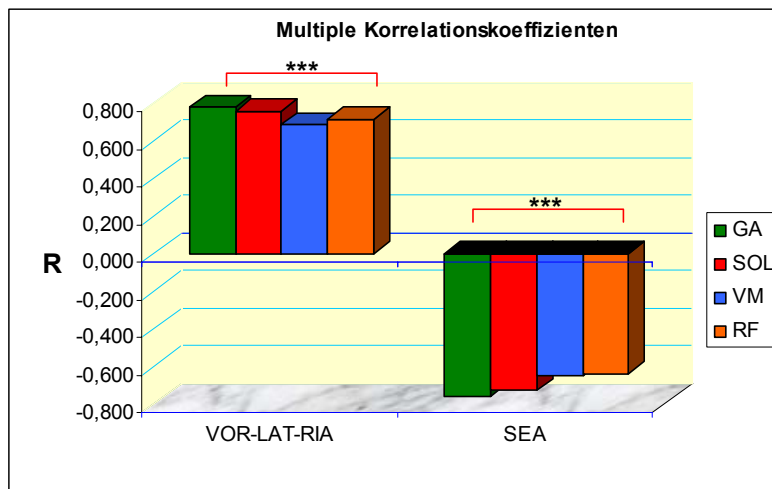


Abb. 5-3: Multiple Korrelationskoeffizienten zwischen dem Leistungsindex und den vier funktionellen Phasen. In der Abbildung sind die vier zuständige Muskeln für die Extension dargestellt (n = 201).

Erläuterungen: + = nicht signifikant, * = $p \leq 0,05$, ** = $p \leq 0,01$, *** = $p \leq 0,001$

Tab. 5-2: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable. Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind einerseits die drei funktionellen Phasen (VOR, LAT und RIA) und andererseits die SEA einbezogen (n = 41: Fallhöhe 20–50 cm und n = 37: Fallhöhe 60 cm).

GA		L_{index}		SEA		L_{index}		SEA		L_{index}	
		R	R ²			R	R ²			R	R ²
20cm	VOR-LAT-RIA	0,771	0,594	-0,762	0,581	20cm	VOR-LAT-RIA	0,716	0,513	-0,650	0,423
30cm		0,782	0,612	-0,770	0,593	30cm		0,684	0,468	-0,654	0,427
40cm		0,783	0,613	-0,745	0,555	40cm		0,662	0,438	-0,613	0,375
50cm		0,823	0,678	-0,785	0,616	50cm		0,704	0,495	-0,682	0,465
60cm		0,689	0,475	-0,673	0,454	60cm		0,648	0,420	-0,623	0,388
SOL		L_{index}		SEA		L_{index}		SEA		L_{index}	
		R	R ²			R	R ²			R	R ²
20cm	VOR-LAT-RIA	0,736	0,542	-0,721	0,520	20cm	VOR-LAT-RIA	0,779	0,607	-0,678	0,459
30cm		0,770	0,593	-0,745	0,555	30cm		0,673	0,453	-0,677	0,458
40cm		0,689	0,475	-0,733	0,538	40cm		0,783	0,614	-0,686	0,471
50cm		0,823	0,677	-0,750	0,562	50cm		0,708	0,502	-0,627	0,393
60cm		0,751	0,564	-0,650	0,422	60cm		0,656	0,430	-0,541	0,292

Erläuterungen:
 1. Prädiktor = VOR, LAT, RIA
 2. Prädiktor = SEA

Den Zusammenhang des L_{index} mit den mechanischen Parametern zeigen die nachfolgenden Tabellen. Die Tab. 5-3 befasst sich mit dem Winkelparameter (Winkelamplituden und mittlere Winkelgeschwindigkeiten).

Tab. 5-3: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind jeweils die Winkelamplituden und die Winkelgeschwindigkeiten einbezogen.

Kriterium	L_{index}		Kriterium	L_{index}	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-flex	-0,534	0,285	OSG-mflex	Wird keine Linearität angenommen	
KNIE-flex	-0,644	0,415	KNIE-mflex	-0,403	0,163
OSG-ext	0,345	0,119	OSG-mext	0,582	0,339
KNIE-ext	-0,298	0,089	KNIE-mext	0,523	0,273

Erläuterungen:

KNIE-flex = Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Amortisationsphase, KNIE-ext = Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Abdruckphase, OSG-flex = Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase, OSG-ext = Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Abdruckphase, KNIE-mflex = mittlere Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes während der Amortisationsphase, KNIE-mext = mittlere Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes während der Abdruckphase, OSG-mflex = mittlere Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase, OSG-mext = mittlere Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes während der Abdruckphase.

Im linken Bereich von Tabelle 5-3 sind die linearen Beziehungen zwischen dem L_{index} und der Winkelamplitude des Knie- und Sprunggelenkes dargestellt. Alle Werte, außer der Extensionsphase des Sprunggelenkes, stehen in negativer Beziehung zum L_{index} . Die Korrelationskoeffizienten der Winkelamplituden während der Flexionsphase liegen im mittleren Bereich ($-0,534 < r < -0,644$, $p < 0,001$) und zeigen eine Varianzaufklärung zwischen 29% und 42%. Dagegen zeigen die Zusammenhänge der Winkelamplituden während der Extensionsphase ein umgekehrtes Bild ($r = 0,345$, $p < 0,001$ für das Kniegelenk und $r = -0,298$ für das Sprunggelenk $p < 0,001$).

Eine mittlere Beziehung zeigen der L_{index} und die Winkelamplituden während der Flexionsphase, die auch mit steigender Dehnungsbelastung unverändert bleibt (vgl. auch Tab. 5A-1 in Kap. 11).

Die mittleren Winkelgeschwindigkeiten (rechter Bereich der Tabelle 5-3) zeigen während der Extensionsphase Werte im mittleren Bereich ($0,523 < r < 0,582$, $p < 0,001$). Der Zusammenhang während der Flexionsphase liegt für das Kniegelenk im niedrigen Bereich ($r = -0,403$, $p < 0,001$), dagegen besteht für das Sprunggelenk keine Linearität.

Mit Steigerung der Fallhöhe bleiben die mittleren Korrelationskoeffizienten während der Extensionsphase für das Sprunggelenk sowie für das Kniegelenk bis zur Belastungsstufe 40 cm erhalten (vgl. auch Tab. 5A-2 in Kap. 11).

Die Tab. 5-4 befasst sich mit der Beziehung zwischen den Kraftparametern und dem L_{index} . Als Kraftparameter wurden hier die Bodenreaktionskräfte in vertikaler Richtung (F_z) einbezogen. Als Prädiktoren wurden a) das Kraftmaximum (höchster Punkt der Kraftkurve), b) die mittlere Kraft, c) die durch

das Körpergewicht relativierte maximale Bodenreaktionskraft und d) die relative mittlere Kraft (die relativierte durch das Körpergewicht mittlere Kraft) berücksichtigt.

Tab. 5-4: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Kraftparameter einbezogen.

Kriterium	L_{index}		Kriterium	L_{index}	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{max}	0,545	0,297	F_{maxrel}	0,836	0,700
Kriterium	L_{index}		Kriterium	L_{index}	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{mittel}	0,607	0,368	$F_{mittelrel}$	0,863	0,745

Erläuterungen:

F_{max} = maximale Bodenreaktionskraft, F_{mittel} = mittlere Bodenreaktionskraft, F_{maxrel} = an das Körpergewicht relativierte maximale Bodenreaktionskraft, $F_{mittelrel}$ = an das Körpergewicht relativierte mittlere Bodenreaktionskraft.

Die Kraftparameter in der Tabelle 5-4 haben mit dem L_{index} einen mittleren Zusammenhang ($0,545 < r < 0,607$, $p < 0,001$). Hohe Korrelationen zeigen allerdings die relativierten Parameter ($0,836 < r < 0,863$, $p < 0,001$).

Nach Betrachtung der Auswirkung der steigenden Dehnungsbelastung auf die lineare Beziehung der Kraftparameter mit dem L_{index} (vgl. Tab. 5A-3 und 5A-4 in Kap. 11) kann festgestellt werden, dass diese Beziehung unverändert bleibt. Eine Veränderung zeigen aber die Werte der maximalen Bodenreaktionskraft (F_z). Mit steigender Belastung reduziert sich der Zusammenhang von $r = 0,748$, $p < 0,001$ (20 cm) auf $r = 0,587$ (60 cm).

In der Tab. 5-5 wurden die Absprunggeschwindigkeit und die mechanische Leistung (P) einbezogen. Die Werte der Tabelle 5-5 zeigen eine mittlere Abhängigkeit des L_{index} von der Absprunggeschwindigkeit und einen hohen Zusammenhang mit der mechanischen Leistung. Dieser Zusammenhang bleibt in Bezug auf die Belastungserhöhung (vgl. Tab. 5A-5 in Kap. 11) unverändert.

Tab. 5-5: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Absprunggeschwindigkeit (V_v) und die mechanische Leistung (P) einbezogen.

Kriterium	L_{index}		Kriterium	L_{index}	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
V_v	0,560	0,314	P	0,818	0,670

Erläuterungen: V_v = Absprunggeschwindigkeit, P = mechanische Leistung.

Die Abb. 5-4 zeigt die multiplen Korrelationskoeffizienten zwischen den elektromyographischen (VOR-LAT-RIA-SEA) und einigen mechanischen Parametern (Knie- und Sprunggelenkwinkelamplitude während der Flexionsphase, relative maximale und mittlere Bodenreaktionskraft) der vier für die Extension zuständigen Muskeln. Die Bewegungsamplituden zeigen eine negative Beziehung ($-0,492 < r < -0,640$, $p = 0,001$ und $-0,488 < r < -0,530$, $p = 0,001$ jeweils für Knie- und Sprunggelenk) in den drei

funktionellen Phasen (VOR, LAT und RIA) und eine positive ($0,400 < r < 0,590$, $p = 0,001$ für das Kniegelenk und $0,359 < r < 0,381$, $p = 0,001$ für das Sprunggelenk) in der SEA-Phase. Diese Beziehung ändert sich mit der Dehnungsbelastung kaum (vgl. Tab. 5A-6 in Kap. 11). Ein ähnliches Bild, allerdings mit höheren Werten, zeigt die relative Bodenreaktionskraft sowie die relative mittlere Kraft mit den elektromyographischen Parametern. Bei der Betrachtung des Belastungseinflusses ist ein höherer Zusammenhang der Kraftparameter mit den vier EMG-Phasen zu erkennen (Tab. 5A-7 in Kap. 11).

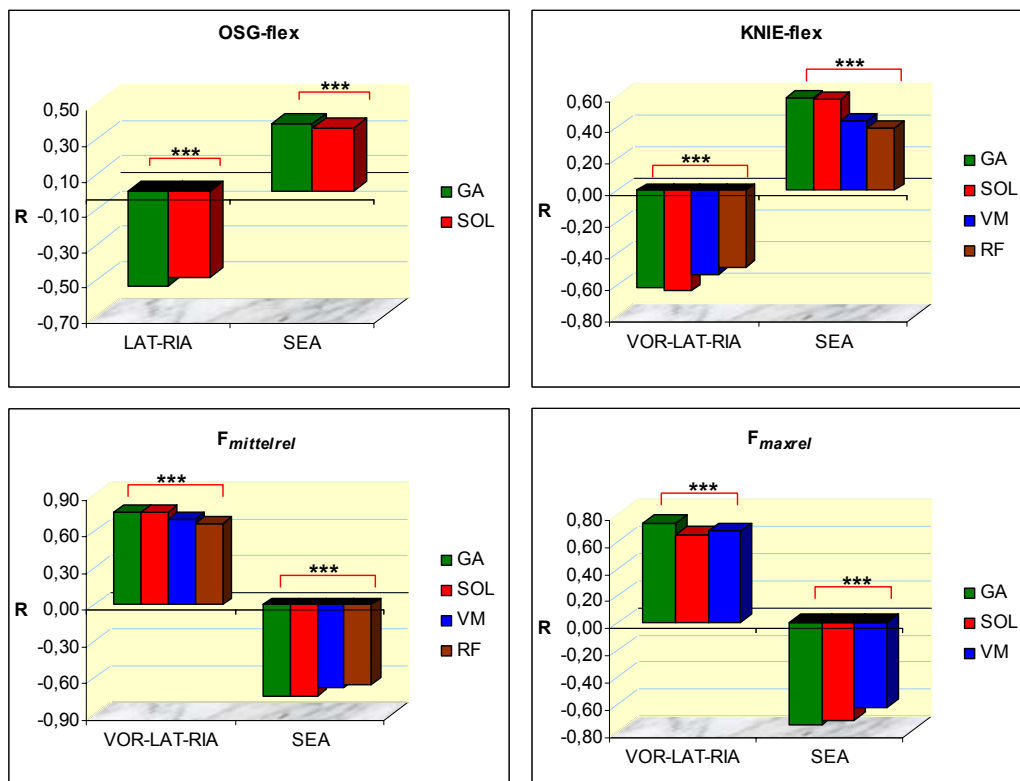


Abb. 5-4: Multiple Korrelationskoeffizienten zwischen ausgewählten mechanischen Parametern und den vier funktionellen Phasen. In der Abbildung sind die vier zuständigen Muskeln für die Extension dargestellt (n = 201).

Erläuterungen: + = nicht signifikant, * = $p \leq 0,05$, ** = $p \leq 0,01$, *** = $p \leq 0,001$

OSG-flex = Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase, Knie-flex = Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Amortisationsphase, F_{maxrel} = an das Körpergewicht relativierte maximale Bodenreaktionskraft, $F_{mittelrel}$ = an das Körpergewicht relativierte mittlere Bodenreaktionskraft.

5.4 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse

Ein erster Blick auf Abb. 5-1 und 5-2 zeigt, dass die VOR-Phase geringe bis mittlere Zusammenhänge mit dem L_{index} aufweist. Die Korrelationskoeffizienten aller Muskeln während der VOR-Phase sind zwar nicht hoch, zeigen aber eine eindeutig positive Tendenz. Die nicht signifikante Beziehung des RF während der VOR-Phase mit dem L_{index} kann vermutlich durch dessen Position (proximal gelegener Muskel) und die dadurch begrenzte Aktivitätsdauer sowie die geringen Aktivitätsanteile dieses Muskels während dieser Phase erklärt werden. RF zeigt Aktivitätsanteile während der VOR-Phase im Bezug auf die gesamte Aktivität bis zu 10% (vgl. Abb. 4-11 in Kap. 4). Ein ähnliches Bild zeigt auch der SOL, wobei dieser Muskel wichtig für die Plantarflexion ist. SOL zeigt hier mit $r = 0,164$, $p < 0,001$

geringe Werte. Ein möglicher Grund dafür kann – wie auch beim RF – die niedrigen Anteile dieses Muskels an der Gesamtaktivität während der VOR-Phase sein. Beispielsweise sind die Aktivitätsanteile des GA im Vergleich zu SOL doppelt so hoch. Die hohen Aktivitätsanteile des TA während der VOR-Phase (ca. 45%) sind nicht ausschlaggebend, um hohe Zusammenhänge ($r = 0,235$, $p < 0,001$) dieses Muskels mit dem L_{index} zu erzielen. Der Grund für die niedrigen Korrelationen zwischen dem TA und dem L_{index} sollte die unterschiedliche Aufgabe des TA an der Bewegung des DJ im Vergleich zu den Beinextensoren sein.

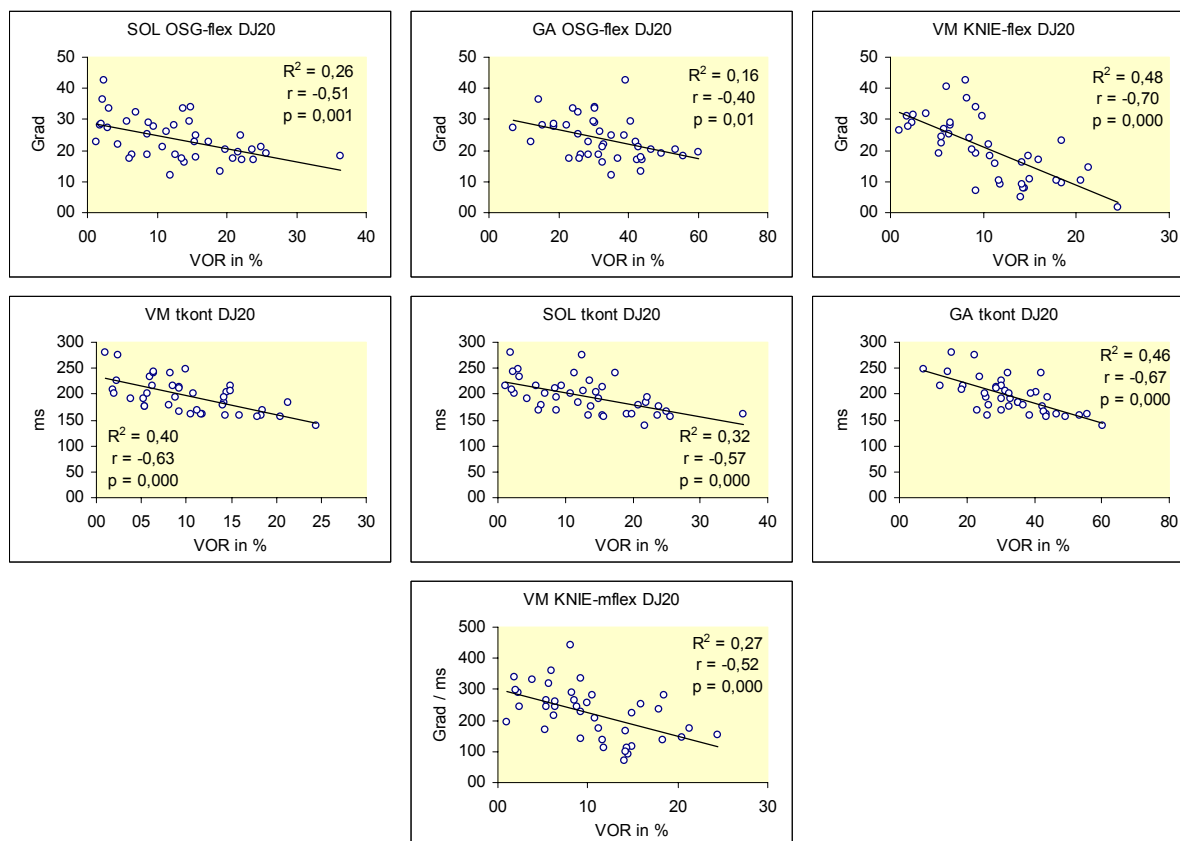


Abb. 5-5: Korrelationskoeffizienten (r) und Bestimmtheitsmaß (R^2) zwischen ausgewählten mechanischen Parametern (Bodenkontaktzeiten, Winkelamplituden und mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase) und der VOR-Phase für die Fallhöhe aus 20 cm ($n = 41$)

Erläuterungen: OSG-flex = Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase, KNIIE-flex = Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Amortisationsphase, KNIIE-mflex = mittlere Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes während der Amortisationsphase, tkont = Bodenkontaktzeit, DJ20 = DJ aus 20 cm Fallhöhe und VOR in % = Aktivitätsanteile der Vorinnervation an der Gesamtaktivität.

Aufgrund dieser Ergebnisse ist festzustellen, dass die VOR-Phase nicht direkt den L_{index} beeinflusst. Diese Phase, wie ebenfalls in der Literatur bekannt ist, spielt eine positive Rolle für die Erhöhung und Aufrechterhaltung der Muskelstiffness. Hohe Muskelstiffness-Beiträge sind mit einer hohen reaktiven Leistung verbunden (BOSCO 1982; KOMI 1983a; AVELA et al. 1994; GOUBEL 1997; KYRÖLÄINEN et al. 1997; SVANTESSON et al. 1997). In der vorliegenden Untersuchung gibt es mehrere Anhaltspunkte, die eine positive Beziehung zwischen der VOR-Phase und der Muskelstiffness verdeutlichen. Besonders die Aktivitätsbeiträge von GA, SOL und VM zeigen während dieser Phase eine gute Beziehung zu den Kontaktzeiten, den Winkelamplituden und mittleren Winkelgeschwindigkeiten während

der Flexionsphase (Abb. 5-5). RF hingegen zeigt wegen seiner geringen Aktivitätsanteile während der VOR-Phase keine bedeutenden Zusammenhänge. Somit kann festgestellt werden, dass hohe Muskelstiffness-Beiträge einen positiven Einfluss auf den L_{index} ausüben (vgl. auch Tab. 5-3).

Die LAT-Phase zeigt ein einheitliches Bild mit Werten, die im mittleren Bereich (Abb. 5-1) für alle vier Beinextensoren liegen. TA und BF zeigen in dieser Phase niedrige Zusammenhänge, die zum Teil negativ ausfallen ($r = -0,241$, $p < 0,001$ für TA). Die niedrigen und zum Teil negativen Korrelationen der beiden Antagonisten ist einerseits die Konsequenz aus der Aktivitätsreduzierung gleich nach dem Bodenkontakt der beiden im Sinne einer gut ausgeprägten intermuskulären Koordination und andererseits das Resultat der unterschiedlichen Aufgaben, welche beide Muskeln während der Ausführung eines DJ zu bewältigen haben.

Bei der Betrachtung des Belastungseinflusses auf die Beziehung zwischen der LAT-Phase und dem L_{index} zeigen nur GA und RF teilweise hohe Werte, VM und SOL bleiben hingegen im mittleren Bereich.

Während der RIA-Phase liegen die Korrelationskoeffizienten des m. triceps surae in mittleren Bereich, dagegen weisen die Muskeln der Knieextension während der RIA-Phase nur eine niedrige Beziehung auf.

Bei der Berücksichtigung der Fallhöhen (Abb. 5-2) ist zu erkennen, dass alle vier Muskeln der Plantarflexion und Knieextension erst bei hohen Niedersprunghöhen (Fallhöhe aus 50 und 60cm) mittlere bis hohe Zusammenhänge der RIA-Phase mit dem L_{index} aufweisen. Das liegt an der Tatsache, dass die Probanden durch die höheren Fallhöhen in der Lage waren, höhere Dehnungsgeschwindigkeiten zu erzeugen und dadurch die Bildung einer stärkeren Reflexaktivität.

Hohe bis mittlere negative Werte (außer TA) werden hypothesenkonform während der SEA-Phase ($-0,632 < r < -0,759$) erreicht. Die negative Beziehung zwischen der SEA-Phase und dem L_{index} verdeutlicht die bisherigen Indizien über den Zusammenhang des „linksgerichteten“ EMG-Musters und des L_{index} . Der negative Zusammenhang der SEA-Phase mit dem L_{index} bleibt auch durch die steigende Belastung unbeeinträchtigt und ziemlich konstant (Abb. 5-2). Dagegen zeigen die VOR- und RIA-Phasen mit Erhöhung der Belastung eine „Aktivitätsverschiebung“ von der VOR- auf die RIA-Phase.

Nach Berechnung der multiplen Regressionsanalyse (siehe Tab. 5A-8 in Kap. 11) ist noch deutlicher die Abhängigkeit des L_{index} von der Ausprägung der ersten drei funktionellen Phasen zu erkennen. Diese Betrachtung führt zur Annahme der Hypothese 8, dass ein „linksgerichtetes“ EMG-Muster sich positiv auf die Entwicklung des L_{index} auswirkt. Die Annahme der Hypothese 8 wird noch durch die hohen negativen Zusammenhänge zwischen der SEA-Phase und dem L_{index} (vgl. auch Tab. 5A-9 in Kap. 11 und Abb. 5-2) bekräftigt. Anhand der vorhandenen Ergebnisse steht fest, dass hohe Aktivitätsanteile während der VOR-, LAT- und RIA-Phase sowie ein geringer Aktivitätsanteil während der SEA-Phase mit einer Erhöhung des L_{index} verbunden sind. Die Steigerung der Dehnungsbelastung beeinflusst kaum die Aktivitätsanteile der LAT- und SEA-Phase. Dagegen verursacht die Belastungssteigerung eine Änderung der Aktivitätsanteile zwischen VOR- und RIA-Phase. Diese EMG-Verschiebung führt vermutlich zur Reduzierung der Muskelstiffness. Die Änderungen der Aktivitätsanteile beider Phasen durch die steigende Dehnungsbelastung beeinflussen das Endergebnis der multiplen Regressionsanalyse nicht (vgl. Tab. 5-2). Aus den obengenannten Ergebnissen ist erkennbar, dass der L_{index} durch einen insgesamt hohen Aktivitätsanteil der ersten drei Phasen und einen möglichst geringen Aktivitätsanteil der SEA-Phase sehr positiv reagiert. Somit gilt die Frage 1 als

lichst geringen Aktivitätsanteil der SEA-Phase sehr positiv reagiert. Somit gilt die Frage 1 als beantwortet. Die Erhöhung der Dehnungsbelastung verändert diese Konstellation kaum. Die linksgerichtete EMG-Aktivität und die Höhe des L_{index} scheinen nicht für alle untersuchten Muskeln zu gelten. TA und BF als Antagonisten mit stabilisierender und teils unterstützender Funktion passen nicht zum Schema des „linksgerichteten“ EMG-Musters, da beide Muskeln unmittelbar nach dem Bodenkontakt Innervationslücken im EMG-Muster und dadurch keine oder niedrige Zusammenhänge aufweisen (vgl. Tab. 5A-8). Dieses Verhalten der Beugemuskulatur erwähnt SCHMIDTBLEICHER (1984) in Anlehnung an WERSCHOSHANSKIJ und SEMJONOW (1972). Beide Autoren fanden höhere Korrelationen der Aktivitäten der Streckmuskulatur (RF, GA und SOL) bei der Laufzeit im Sprint, dagegen zeigte die Beugemuskulatur (BF und TA) geringe Anteile.

Die Frage 2 kann in ihrem ersten Teil negativ und in ihrem zweiten Teil als positiv beantwortet werden. Die lineare Beziehung der Bewegungsamplituden während der Flexionsphase und teilweise der mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Extensionsphase stehen in guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen von früheren Untersuchungen (BOSCO et al. 1979; BOSCO 1982; BOSCO et al. 1982a; 1982b; BOSCO et al. 1982/83; KOMI 1984). Eine Reduzierung der Muskelstiffness und somit der reaktiven Leistung kann nach SCHMIDTBLEICHER / FRICK (1995) unter anderem durch die Verlängerung der Bodenkontaktzeiten, die Vergrößerung der Winkelamplituden während der Flexionsphase und die Erhöhung der maximalen Winkelgeschwindigkeit ebenfalls während der Flexionsphase verursacht werden. Alle diese Erkenntnisse werden in dieser Untersuchung in besonderer Weise durch die enge Beziehung des L_{index} mit der Bodenkontaktzeit ($-0,811 < r < -0,884$, $p = 0,001$), der linearen Beziehung der Winkelamplitude des Knie- und Sprunggelenkes ($r = -0,644$, $p \leq 0,001$ und $r = -0,534$, $p \leq 0,001$ jeweils für das Knie- und Sprunggelenk) während der Flexionsphase, der mittleren Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes während der Flexions- ($r = -0,403$, $p = 0,001$) und Extensionsphase ($r = 0,523$, $p \leq 0,001$) und der mittleren Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes während der Extensionsphase ($r = 0,582$, $p \leq 0,001$) bestätigt.

Der Einzug der maximalen Bodenreaktionskraft (F_z) ($r = 0,545$, $p \leq 0,001$) und der mittleren Kraft ($r = 0,607$, $p \leq 0,001$) in die Regressionsanalyse zeigt, dass beide Parameter eine mittlere Korrelation mit dem L_{index} aufweisen. Die gewichtsbereinigten Kraftparameter erhöhen allerdings die lineare Beziehung, die relative maximale Bodenreaktionskraft ($r = 0,836$, $p \leq 0,001$) und die relative mittlere Kraft ($r = 0,863$, $p \leq 0,001$).

Die hohen Korrelationskoeffizienten zwischen der mechanischen Leistung (P) und dem L_{index} ($0,835 < r < 0,939$ vgl. Tab. 5A-5) sind darauf zurückzuführen, dass beide Parameter durch den gleichen Faktor (Bodenkontaktzeit) berechnet wurden.

Eine lineare Beziehung zwischen dem L_{index} und den mechanischen Parametern (mit Ausnahme einiger Winkelparameter) kann anhand der bisherigen Ergebnisse - trotz der mittleren Korrelationen - als vorhanden gesehen werden. Die Hypothese 9 kann somit als wahr angenommen werden.

Eine lineare Beziehung zwischen dem linksgerichteten EMG-Muster und den mechanischen Parametern kann durch folgende Punkte als positiv bewertet werden:

- a) Die multiplen korrelativen Zusammenhänge ($-0,492 < r < -0,640$, $p \leq 0,001$) zwischen der Winkelamplitude (Kniegelenk) während der Flexionsphase und den EMG-Parametern (VOR-LAT-RIA) der vier Beinextensoren.

- b) Die multiplen korrelativen Zusammenhänge ($-0,488 < r < -0,530$, $p \leq 0,001$) zwischen der Winkelamplitude (Sprunggelenk) während der Flexionsphase und den EMG-Parametern (VOR-LAT) der Plantarflexoren (GA und SOL).
- c) Die hohen multiplen korrelativen Zusammenhänge ($0,702 < r < 0,757$, $p \leq 0,001$) zwischen der mittleren relativen Bodenreaktionskraft und den EMG-Parametern (VOR-LAT-RIA) der vier Beinextensoren (außer RF).
- d) Die multiplen korrelativen Zusammenhänge ($0,681 < r < 0,695$, $p \leq 0,001$) zwischen der relativen Bodenreaktionskraft und den EMG-Parameter (VOR-LAT-RIA) der beiden Knieextensoren.

Aus diesen Ergebnissen ist erkennbar, dass die kurzen Bewegungsamplituden während der Flexionsphase sowie die relativierte, durch das Körpergewicht maximale und mittlere Bodenreaktionskraft als positiv für das Erzielen hoher Leistungsindexwerte zu sehen sind. Damit wird Hypothese 10 als wahr angenommen. Aus dieser Annahme sind die Parameter der Absprunggeschwindigkeit und der mechanischen Leistung wegen der fehlenden Linearität ausgeschlossen.

Die hohen Aufklärungsvarianzanteile (zwischen 47% und 60%, Tab. 5A-8) der elektromyographischen Parameter auf dem reaktiven L_{index} können durch die Rolle der Muskelstiffness interpretiert werden. Die Annahme, dass eine hohe Muskelstiffness sich positiv auf die reaktive Leistungsfähigkeit auswirkt, wurde in der Literatur mehrmals bestätigt (BOSCO 1982; KOMI 1983a; AVELA et al. 1994; GOUBEL 1997; KYRÖLÄINEN et al. 1997; SVANTESSON et al. 1997). In der vorliegenden Untersuchung kann der Einfluss der Muskelstiffness auf den L_{index} durch folgende Punkte erklärt werden:

- a) Der hohe prozentuale Anteil der VOR- und besonders der LAT-Phase bei der multiplen Regressionsanalyse. Eine ausgeprägte Vorinnervation ist eine gute Basis für die Entwicklung und Aufrechterhaltung einer hohen Muskelstiffness (ANTONI et al. 1979; KOMI 1983a; GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; TRIPPEL et al. 1992; KYRÖLÄINEN et al. 1997; AVELA / KOMI 1998a; BRÜGGEMANN et al. 2000).
- b) Die negative lineare Beziehung zwischen den Winkelamplituden und den Winkelgeschwindigkeiten (Zeichen von kurzen Bewegungsamplituden und hohen Dehnungsgeschwindigkeiten) während der Flexionsphase mit dem L_{index} (BOSCO 1982; BOSCO et al. 1982a; BOSCO et al. 1982/83; KOMI 1984; BOBBERT et al. 1986; SCHMIDTBLEICHER / FRICK 1995; KOMI / GOLLHOFER 1997).
- c) Die ebenfalls negative lineare Beziehung der Winkelamplituden mit den Aktivitätsanteilen der drei funktionellen Phasen (VOR-LAT-RIA) der Beinextensoren.
- d) Die Dauer der Kontaktzeiten (die Bodenkontaktzeiten korrelieren negativ sowohl mit dem L_{index} ($-0,811 < r < -0,884$, $p = 0,001$) als auch mit den drei funktionellen Phasen VOR, LAT und RIA ($-0,850 < r < -0,934$) und schaffen damit die Voraussetzung für eine kurze Übergangszeit (coupling time) (BOSCO 1982; BOSCO et al. 1982a; KOMI 1984; SCHMIDTBLEICHER / FRICK 1995; KOMI / GOLLHOFER 1997; KUITUNEN et al. 2000).

Die Ergebnisse dieses Kapitels weisen darauf hin, dass hohe Werte im L_{index} und die damit verbundene reaktive Leistungsfähigkeit durch ausgeprägt kurze Bodenkontaktzeiten, ein linksgerichtetes EMG-Muster, kurze Bewegungsamplituden und hohe Dehnungsgeschwindigkeiten während der Flexions-

phase, hohe Bodenreaktionskräfte, hohe Absprunggeschwindigkeiten und lange Flugzeiten erzielt werden können.

5.5 Zusammenfassung

Die bisherigen Literaturerkenntnisse deuten darauf hin, dass eine Ausprägung des EMG-Musters auf die ersten Phasen (Vorinnervation, Latenzphase und Reflexaktivität) einen positiven Einfluss (Erhöhung) auf die reaktive Leistungsfähigkeit ausübt. Im vorliegenden Kapitel war diese Erkenntnis Grundlage für alle Annahmen. In den verschiedenen Literaturschriften wird die reaktive Leistungsfähigkeit sehr unterschiedlich determiniert (Kontaktzeit, Sprunghöhe, Leistungspotenzierung etc.); deshalb war es erforderlich, die Annahme der linearen Beziehung des „*linksgerichteten*“ EMG-Musters mit dem L_{index} zu überprüfen.

Die multiple Regressionsanalyse zeigte eine hohe Korrelation des L_{index} mit den ersten Phasen des EMG-Musters (VOR, LAT und RIA) und mittlere Korrelationen mit den meisten mechanischen Parametern. Ebenfalls eine lineare Beziehung wurde zwischen den mechanischen Parametern und dem *linksgerichteten* EMG-Muster festgestellt. Die vorliegenden Ergebnisse der multiplen Regressionsanalyse führen zur Erkenntnis, dass ein hoher L_{index} und damit eine hohe reaktive Leistungsfähigkeit a) mit einem *linksgerichteten* EMG-Muster (Ausprägung der VOR, LAT und RIA) und b) mit kurzen Bewegungsamplituden und niedrigen Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase verbunden ist. Diese Zusammenhänge bleiben auch mit steigenden Niedersprunghöhen unverändert, wobei muskelspezifische Unterschiede berücksichtigt werden sollen.

Als Ursache der linearen Beziehung der elektromyographischen und mechanischen Parameter mit dem L_{index} wurde die Rolle der Muskelstiffness genannt. Die Ausprägung der Muskelstiffness kann durch folgende Parameter determiniert werden:

- Die hohe Innervation während der ersten EMG-Aktivitätsphasen (besonders der VOR-Phase)
- Die kurzen Bodenkontakt- und Übergangszeiten
- Die kurzen Bewegungsamplituden
- Die niedrigen Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase
- Die hohen Dehnungsgeschwindigkeiten während der Flexionsphase

6. BILATERALE UND UNILATERALE AKTIVIERUNGSSCHARAKTERISTIK IM DVZ

6.1 Einleitung

Die Fähigkeit, durch maximale willkürliche Kontraktionen (MVC) hohe Kräfte zu entwickeln, wird in einer Vielzahl von Sportarten angestrebt. Die Entwicklung der maximalen Kraftfähigkeit im Verlaufe des mehrjährigen Trainingsgeschehens wird durch zwei Wege realisiert:

- durch eine Vermehrung des Muskelquerschnitts (Muskelhypertrophie)
- durch neuronale Faktoren wie die inter- und intramuskuläre Koordination

Die Akzentuierung des einen oder anderen Faktors oder sogar von beiden hängt vom Anforderungsprofil der zu betreibenden Sportart ab. So ist festzustellen, dass beim Training eines Bodybuilders eine Betonung der Muskelhypertrophie im Vordergrund steht, dagegen das Krafttraining eines Springers durch die Akzentuierung der intramuskulären Koordination gekennzeichnet ist.

Die Bedeutung der neuronalen Faktoren für die Entwicklung der Kraftfähigkeit war in der Vergangenheit und ist auch heute noch der Mittelpunkt vieler wissenschaftlicher Untersuchungen (SALE 1988; 1994). Aus den bisherigen Erkenntnissen lässt sich feststellen, dass die Maximalkraftfähigkeit eines Muskels nicht nur von seinem Volumen abhängig ist, sondern auch neben der Aktivierung aller motorischen Einheiten⁸ (Rekrutierung) von einer Stimulation mit einer Entladungsfrequenz, die hoch genug ist, um ein Maximum an Kraft zu garantieren (Frequenzierung) (SALE 1994; MORITANI 1994). Die Fähigkeit, fast alle motorischen Einheiten während einer maximalen willkürlichen Kontraktion zu rekrutieren, hängt einerseits von der Qualität des Athleten ab und andererseits von der Bewegungsform, mit der diese maximale willkürliche Kontraktion ausgeführt wird. In diesem Kontext ist somit festzustellen, dass zwischen Hochleistungskraftsportlern und Anfängern hinsichtlich der maximalen willkürlichen Aktivierungsfähigkeit enorme Unterschiede bestehen. Dies lässt sich mit der Erfassung des Kraftdefizits diagnostizieren (BÜHRLE / SCHMIDTBLEICHER 1981; BÜHRLE et al. 1983; BÜHRLE 1985). Die maximale willkürliche Aktivierung wird außer den drei oben genannten Faktoren (Rekrutierung und Frequenzierung der motorischen Einheiten sowie dem Muskelfaserquerschnitt) noch von einer Reihe anderer Faktoren beeinflusst. Diese Einflussfaktoren sind nach HOLLMANN / HETTINGER (1990) unter anderem die Muskelfaserzahl, die Muskelfaserzusammensetzung, der Muskelarbeitswinkel, die Muskellänge und die Motivation. Ein weiterer Faktor, der ebenfalls eine Rolle für den Aktivierungsgrad der maximalen willkürlichen Kontraktionen spielt, ist der Umstand, ob die Ausführung dieser Kontraktionen unilateral oder bilateral stattfindet.

Aus einer Reihe von Untersuchungen ist schon bekannt, dass zwischen unilateralen und bilateralen Muskelkontraktionen in der statischen und isokinetischen Arbeitsweise Unterschiede in der Kraftentfaltung und in der Muskelaktivierung (EMG-Aktivität) auftreten. Dieses Phänomen - bekannt als bilaterales Defizit (BD) - wurde in der Literatur seit Anfang der 60er Jahre diskutiert (SCHANTZ et al. 1989; ARCONTIDES / FAZEY 1993).

Zur Definition des bilateralen Defizits:

⁸ Nach HOLLMANN / HETTINGER (1990) können in der Regel nur etwa 2/3 der Muskelfasern eines Muskels willkürlich simultan innerviert werden.

„ [...] **Das bilaterale Defizit ist die prozentuale Differenz, die sich ergibt, wenn die Summe der Kraftwerte der Maximalkraftfähigkeiten für die linke und die rechte Extremität (Arme oder Beine) zu dem durch beide Extremitäten gleichzeitig verursachten Kennwert in Beziehung gesetzt wird**“ (KIBELE et al. 1989b, S. 120).

Die bisherigen Untersuchungsergebnisse über die Charakteristik der unilateralen und bilateralen Aktivierung beziehen sich hauptsächlich auf die isometrischen und isokinetischen Kontraktionsformen. Die Zielsetzung dieses Kapitels ist in erster Linie **das Phänomen des BD und/oder die Charakteristik der unilateralen und bilateralen Aktivierung aus der Sicht der Kontraktionen im DVZ zu untersuchen**.

6.2 Das bilaterale Defizit in der sportwissenschaftlichen Forschung

In den nachfolgenden Kapiteln werden Untersuchungsergebnisse zum Thema des BD sowie die möglichen Ursachen dieses Phänomens dargestellt. Das Kapitel 6.2.1 befasst sich einerseits mit Untersuchungen, die einen negativen oder positiven Wert des BD aufweisen⁹, andererseits mit der Trainierbarkeit dieses Phänomens, und zwar sowohl durch gezielte Längsschnittstudien als auch durch Querschnittstudien an Athleten, die langjährig mit bilateralen oder unilateralen Kontraktionsformen geübt haben.

In Kapitel 6.2.2 werden die bisherigen Erklärungsmodelle dieses Phänomens aufgezeigt. Auf die Frage, ob das BD auch bei Kontraktionen im DVZ nachweisbar ist, wird in Kapitel 6.3 eingegangen. In Kapitel 6.4 werden die Ergebnisse dieser Studie dargestellt. Diese Befunde befassen sich zu einem mit dem BD bei isometrischen Kontraktionen und zum anderen mit dem Vergleich zwischen den ein- und beidbeinigen DJs.

6.2.1 Forschungsstand

Die ersten Untersuchungsergebnisse über das bilaterale Defizit (BD) sind nach SCHANTZ et al. (1989) seit der Untersuchung von ASMUSSEN & HEEBOLL-NIELSEN im Jahr 1961 bekannt. ARCONTIDES / FAZEY (1993) erwähnen, dass sich HENRY & SMITH im Jahr 1961 mit Untersuchungen über das BD befasst haben. HENRY & SMITH zeigten, dass während der Fingerflexion der dominante Arm 3% weniger Maximalkraft realisieren kann, wenn gleichzeitig der andere Arm aktiviert ist. Seitdem sind mehrere Untersuchungen zum Thema BD veröffentlicht worden. Bei diesen Untersuchungen wurden für den Ausprägungsgrad des BD folgende Parameter berücksichtigt:

- Die neuronalen Faktoren
- Der Einfluss der Extremitäten
- Der Einfluss unterschiedlicher Kontraktionsgeschwindigkeiten
- Der Einfluss der Messeinrichtungen und der Winkelamplituden
- Die erhöhte Koaktivierung, d.h. eine erhöhte Aktivität der Antagonisten
- Die Sportartzugehörigkeit

⁹ Der Wert des BD kann im negativen oder im positiven Bereich liegen. Ein negativer Wert des BD bedeutet, dass die Summe der unilateralen Werte höher als der bilaterale Wert ist. Der positive Wert des BD dagegen bedeutet, dass die Summe der unilateralen Werte niedriger als der bilaterale Wert ist.

Der Einfluss der neuronalen Faktoren

Die Verbindung des BD und einer erhöhten unilateralen Muskelaktivität konnte durch eine Reihe von Untersuchungen nachgewiesen werden. Dabei wurde festgestellt, dass hohe Zusammenhänge zwischen dem BD der Maximalkraft und dem entsprechenden BD für das IEMG existieren. OHTSUKI (1981) zeigte Korrelationskoeffizienten in der Beziehung bilateral/unilateral für die Maximalkraft und dem IEMG mit Werten zwischen $0,79 < r < 0,84$, $p < 0,001$ für Männer und $0,76 < r < 0,87$, $p < 0,001$ für Frauen. In einer weiteren Untersuchung konnte der gleiche Autor (OHTSUKI 1983) ebenfalls vergleichbare Werte der Beziehung bilateral/unilateral für die Maximalkraft der Muskeln der Ellbogenextension vorweisen. Diese Beziehung lag für die Maximalkraft zwischen 0,75 und 0,80¹⁰ und für das IEMG zwischen 0,74 und 0,81.

KIBELE / MÜLLER (1989) konnten bei einer Untersuchung mit neun Alpin- und Skiläuferinnen (regionaler Kader) nachweisen, dass alle Muskeln außer VM eine signifikant niedrigere Aktivität bei bilateraler als bei unilateraler Kraftentfaltung erzeugten. Außerdem wurden erhebliche Unterschiede in der absoluten EMG-Anstiegssteilheit zwischen unilateraler und bilateraler Kraftentfaltung beobachtet.

Der Einfluss der neuronalen Parameter wurde auch bei einer Untersuchung von HAEKKINEN et al. (1995) bestätigt. Diese Autoren konnten bei der Untersuchung des Kraftverhaltens von unterschiedlichen Altersklassen kein BD sowohl bei den Kraftparametern als auch bei dem IEMG nachweisen.

Der Einfluss der Extremitäten auf dem Ausprägungsgrad des BD

Der Einfluss der Extremitäten auf dem Ausprägungsgrad des BD war Gegenstand weiterer Untersuchungen. Es wurde deutlich gezeigt, dass zwischen den Armen und Beinen das BD sehr unterschiedlich ausgeprägt ist. SECHER et al. (1988) konnten für die unteren Extremitäten (Knieextension) ein BD von -18% und -10% jeweils für eine Kniewinkelstellung von 150° und 90° feststellen. Die oberen Extremitäten (Ellbogenextension) zeigten allerdings positive Werte (2%).

Ebenfalls zu dieser Erkenntnis kam TANIGUCHI (1997). Er konnte belegen, dass die Muskulatur der Handgriffbewegung ein niedrigeres BD (-0,07%) als die Armmuskulatur (-8,3%) und diese wiederum ein niedrigeres BD als die Beinmuskulatur (-12,9%) vorwies. Die Unterschiede zwischen Beinen und Armen in Bezug auf das BD sind noch bei einer weiteren Untersuchung von TANIGUCHI (1998) bestätigt worden. Es wurde ein BD der Armmuskulatur im Schnitt von -5,3% und der Beinmuskulatur von -12,5% vorgezeigt. Nach TANIGUCHI (1997) haben die unteren Extremitäten durch das Gehen oder Laufen ein nicht synchronisiertes Bewegungsmuster entwickelt. In diesem Fall überwiegen bei den unteren Extremitäten die unilateralen Kontraktionen. Das Bewegungsmuster der oberen Extremitäten dagegen zeichnet sich von einer Dominanz der bilateralen Kontraktionen ab.

Der Einfluss der Kontraktionsgeschwindigkeit auf den Ausprägungsgrad des BD

Bei einigen Untersuchungen wurde die Frage gestellt, ob die reduzierte Aktivität der langsamen oder schnellen motorischen Einheiten verantwortlich für das BD ist. Dabei konnte festgestellt werden, dass bei einer höheren Kontraktionsgeschwindigkeit die Ausprägung des BD deutlicher wird. Zu dieser Erkenntnis kamen VANDERVOORT et al. (1987) bei der Untersuchung des BD der isometrischen und

¹⁰ Eine weitere Darstellung des BD bezieht sich auf den Quotienten: BL / Summe UL (re. + li.). Werte über 1,0 bedeuten ein positives BD, Werte unter 1,0 dagegen ein negatives BD.

isokinetischen Maximalkraft der Arme (Ellbogenstreckung) in verschiedenen Kontraktionsgeschwindigkeiten. KOH et al. (1993) fanden ähnliche Ergebnisse. Als Begründung des Einflusses der höheren Kontraktionsgeschwindigkeiten auf das BD machten diese Autoren die Reduzierung der Aktivität der schnellen motorischen Einheiten verantwortlich. Im Gegensatz zu diesen Ergebnissen zeigten OWINGS / GRABINER (1998) keine signifikanten Unterschiede des BD in Bezug auf die Kontraktionsgeschwindigkeit.

Der Einfluss der Messeinrichtungen und der Winkelamplituden auf den Ausprägungsgrad des BD

Einen weiteren Einflussfaktor auf die Ausprägung des BD stellt die Auswahl der Messeinrichtung dar. Diese Ansicht belegten SCHANTZ et al. (1989). Sie testeten 63 Männer und Frauen auf zwei Geräten der Knieextension: die Beinpresse (leg press) und das Gerät der Knieextension (leg extension). Die Ergebnisse zeigten eine Abhängigkeit des Ausprägungsgrades des BD von der Messeinrichtung. Das BD bei der Beinpresse betrug zwischen 0,90 und 0,92 (-8 bis -10%). Dagegen lag das BD bei der Knieextensionseinrichtung zwischen 1,03 und 1,04 (2,6 bis 4,2%)

Neben der Auswahl der Messeinrichtung kann auch die Auswahl des Bewegungsgrades (Winkelamplitude) das BD wesentlich beeinflussen. KAWAKAMI et al. (1998) konnten dies bestätigen. Diese Autoren befassten sich mit der Aktivität der Muskeln der Plantarflexion GA und SOL bei bilateralen und unilateralen Kontraktionsformen und bei unterschiedlichen Kniewinkelstellungen. Die Probanden führten maximale isometrische Kontraktionen der Plantarflexion (Sprunggelenkwinkel 90°) unilateral und bilateral durch. Die Messung wurde in den Kniewinkelstellungen 90° und 0° (volle Kniestreckung) durchgeführt. Die Autoren stellten fest, dass bei unilateralen Kontraktionen und einer Kniewinkelstellung von 0° die EMG-Aktivität von GA signifikant höher als bei den bilateralen Kontraktionen war. Bei der Kniewinkelstellung von 90° zeigten sowohl GA als auch SOL keine erheblichen Unterschiede zwischen beiden Kontraktionsformen. Beide Kniewinkelstellungen zeigten jedoch Unterschiede beim BD der isometrischen Maximalkraft mit Werten jeweils zwischen -13,9% und -6,6% für die Winkelstellungen 0° und 90°.

NAKAGAWA et al. (2000) bestätigten bei einer Untersuchung von 12 Alpenskifahrern (6 fortgeschrittene und 6 im mittleren Leistungsniveau) die oben genannten Ergebnisse von KAWAKAMI et al. (1998). Sie erfassten die isometrische Maximalkraft in zwei verschiedenen Kniewinkeln (45° und 80°). Die Gruppe der Fortgeschrittenen zeigte ein BD von -14,0% und 3,6% jeweils für die 45° und 80° Kniewinkel. Die Gruppe der Mittelmäßigen zeigte ein BD von -10,2% und -12,9% jeweils für die 45° und 80° Kniewinkel. Weitere Untersuchungsergebnisse von SECHER et al. (1988) konnten für die untere Extremitäten (Knieextension) ein BD von -18% und -10% jeweils für eine Kniewinkelstellung von 150° und 90° feststellen.

Das BD als Ergebnis einer erhöhten Koaktivierung

Die Ansicht, dass das BD das Produkt einer unverhältnismäßigen Erhöhung der Koaktivierung der Antagonisten ist, war einer der Zielsetzungen der Untersuchungen von KOH et al. (1993), JACOBI / CAFARELLI (1998) und OWINGS / GRABINER (1998). Vor allem stellten JACOBI / CAFARELLI (1998) die Hypothese auf, dass das BD das Resultat der gesunkenen Aktivität der Antagonisten und

der erhöhten Aktivität der Antagonisten oder die Kombination beider ist. Die Ansicht der erhöhten Koaktivierung als Ursache des BD konnte allerdings bei keiner der oben genannten Untersuchungen nachgewiesen werden.

Der Ausprägungsgrad des BD im Zusammenhang zur Sportartzugehörigkeit

Die Höhe des BD in Bezug auf die Sportartzugehörigkeit konnte bei mehreren Untersuchungen belegt werden. SALE (1994) in Anlehnung an SECHER (1975) zeigte, dass bei Ruderern der internationalen Spitzenklasse kein BD nachzuweisen ist. Ruderer der nationalen Spitzenklasse und besonders Ruderer mit geringerem Leistungsniveau sowie Kontrollpersonen dagegen konnten BD bis über -20% (Kontrollpersonen) vorweisen. KIBELE et al. (1989b) in Anlehnung an ENOKA & HOWARD behaupten, dass bei Gewichthebern kein BD nachgewiesen wurde. OBENS (1993) untersuchte sechs verschiedene Sportlergruppen sowie Sportstudenten. Er fand in Bezug auf die untersuchten Sportarten folgende BD: Handballspieler: -8,4%, Volleyballspieler: -4,3%, Basketballspieler: -12,2%, Leichtathleten: -2,5%, Turner: -4,6%, Sportstudenten: -5,8%, Sportstudentinnen: -12,5% und Kontrollgruppe: -5,2%.

Eine Erhöhung oder Senkung des BD und damit die Trainierbarkeit dieses Phänomens konnte durch die Untersuchungsergebnisse von KIBELE et al. (1989b), MÜLLER / KIBELE (1992), TANIGUCHI (1997; 1998) nachgewiesen werden. Besonders TANIGUCHI (1998) betonte, dass das BD durch den Einfluss supraspinaler Mechanismen (Interhemisphäre Hemmungen) entstehen kann.

In Kapitel 11 sind die bisherigen Untersuchungen über das BD tabellarisch dargestellt (Tab. 6A-1, 6A-2, 6A-3 und 6A-4).

6.2.2. Ursachen des bilateralen Defizits - Erklärungsversuche

Aus dem Forschungsstand des vorherigen Kapitels geht hervor, dass die Mehrheit der Wissenschaftler sich über die Unterschiede zwischen der unilateralen und der bilateralen Aktivierungsfähigkeit einig ist. Allerdings herrscht Uneinigkeit über die Ursachen dieses Phänomens.

Nach den bisherigen Untersuchungsergebnissen stehen drei Erklärungsmodelle im Mittelpunkt, die von den meisten Forschern akzeptiert werden. Diese werden im folgenden Abschnitt dargestellt.

Erstes Erklärungsmodell:

1. Das BD könnte durch die reduzierte Aktivität der langsamen (slow twitch - ST) motorischen Einheiten verursacht werden

Diese Ansicht wurde durch experimentelle Ergebnisse der Arbeitsgruppe um SECHER unterstützt. Nach SECHER et al. (1976) konnte bei einer selektiven Blockierung der weißen oder der roten Muskelfasern durch pharmakologische Substanzen eine Veränderung der Beziehung bilateral/unilateral (BL/UL) festgestellt werden. Bei selektiver Blockierung der weißen Muskelfasern (FT) fiel die Beziehung BL/UL von 0,87 auf 0,53 (39%). Dagegen erhöhte sich diese Beziehung um 8% (von 0,87 auf 0,94) bei selektiver Blockierung der roten Muskelfasern (ST).

SECHER et al. (1988) konnten in Anlehnung an SECHER et al. (1978) ähnliche Ergebnisse zeigen. Die Beziehung BL/UL im Wert von 0,75 fiel bei Blockierung der weißen Muskelfasern um 16% (0,63), bei Blockierung der roten Muskelfasern gab es keine Veränderungen.

Das Resultat beider Studien weist darauf hin, dass bei einer Aktivität lediglich der roten Muskelfasern der bilaterale Wert um die Hälfte des unilateralen (Summe) sinkt, wogegen bei einer Aktivität nur der weißen Muskelfasern das BD entweder unverändert bleibt oder leicht sinkt.

ARCHONTIDES und FAZEY (1993) behaupten, dass die Annahme von SECHER et al. (1976) das Größenordnungsprinzip von HENNEMAN verletzt. Fraglich ist zudem die Wirkung der verwendeten pharmakologischen Substanzen, die SECHER et al. für die Blockierung der Muskelfasern benutzt haben.

Zweites Erklärungsmodell:

2. Das BD könnte durch die reduzierte Aktivität der schnellen (fast twitch FT) motorischen Einheiten verursacht werden

Eine andere Meinung als die der Arbeitsgruppe um SECHER bevorzugen mehrere Autoren: VANDERVOORT et al. (1984; 1987), KIBELE / MÜLLER (1989), KOH et al. (1993), ODA / MORITANI (1994), KAWAKAMI et al. (1998). Diese Verfasser behaupten, dass die Ursache des BD die reduzierte Aktivität der schnellen (FT) motorischen Einheiten ist.

VANDERVOORT et al. (1984) benutzten zwei physiologische Kenngrößen, nämlich die Kraft-Geschwindigkeit und Kraft-Zeit-Beziehung. Durch eine solche Berechnung kann festgestellt werden, ob die jeweiligen Kontraktionen mit einem hohen Anteil von roten oder weißen Muskelfasern ausgeführt wurden.

KIBELE und MÜLLER (1989) stellten fest, dass die Summe des unilateralen Explosivkraftwertes höher lag als der entsprechende bilaterale Wert. Die obengenannten Autoren erklärten diesen Unterschied mit der Annahme, dass Typ II der Muskelfasern (FT-Fasern) bei bilateralen Muskelkontraktionen zumindest während der Kraftanstiegsphase geringere Aktivität entfaltet als bei unilateralen Maximalkontraktionen.

KOH et al. (1993) stellten beim Vergleich des BD von gleichmäßigen und abrupten Kontraktionen fest, dass das BD der abrupten Bewegungen signifikant höher als das BD der gleichmäßigen Bewegungen war. Diese Tatsache deutet darauf hin, dass die Reduzierung der Aktivität der schnellen motorischen Einheiten verantwortlich für das BD ist.

ODA und MORITANI (1994) konnten höhere Werte beim BD besonders bei der ersten Phase des Kraftintegrals feststellen. Diese Autoren betonten, dass die höheren Werte des BD während der ersten Phase des Kraftmaximums (die ersten 200 ms) durch die Reduzierung der Aktivität der schnellen motorischen Einheiten verursacht wurden.

Drittes Erklärungsmodell

3. Das BD kann durch die Wechselwirkungen und/oder Wechselbeziehungen zwischen beiden Gehirnhälften verursacht werden

Eine weitere Erklärung für die Entstehung des BD bezieht sich auf die Wechselwirkungen der beiden Gehirnhälften. Die zwei menschlichen Gehirnhemisphären sind miteinander durch die Kommissurenfasern verbunden, deren Anzahl beim Menschen auf etwa eine Million geschätzt wird. Die bedeutendste und größte Kommissur ist der Balken (corpus callosum). Die Bedeutung des Balkens für die

Übertragung von Informationen aus einer Hemisphäre in die andere konnte nachdrücklich bei Split-Brain-Patienten festgestellt werden (KUHN 1984).

Die Wechselwirkung zwischen beiden Gehirnhälften kann der Grund für die Hemmung bilateraler Kontraktionen sein (ARCHONTIDES / FAZEY 1993). Nach der Meinung beider Autoren spielt für die Hemmung bilateraler Kontraktionen das Prinzip der spiegelbildlichen Projektion eine Rolle. Nach diesem Prinzip wird angenommen, dass von einem bestimmten zerebralen Bereich initiierte Impulse die Aktivität von Zellen in der anatomisch äquivalenten Region der entgegengesetzten Hemisphäre beeinflussen. Anatomische spiegelbildliche Bereiche sind mit dem Kommissurenfasern verbunden. Dieses Prinzip wird folgendermaßen erklärt:

Eine schwache Stimulierung eines gegebenen Punktes auf dem Motorkortex, führt zur Erregung der Potentialen im Spiegelbildpunkt auf der entgegengesetzten Hemisphäre. Wenn aber die Stimulierung sehr hoch ist, dann tritt eine Hemmung im Spiegelbildpunkt auf der entgegengesetzten Hemisphäre auf. Dies kann bei simultaner beidseitiger Kontraktion der Fall sein. Der Hemmungsmangel bei reziproken simultanen bilateralen Kontraktionen (als Beispiel die gleichzeitige Aktivierung der Ellbogenbeuger einerseits und der Ellebogenstrecker andererseits) kann durch die Tatsache erklärt werden, dass der kortikale Bereich, der den Ellenbogenbeugern entspricht, nicht das Spiegelbild des Bereichs ist, der den Ellbogenstreckmuskeln auf dem entgegengesetzten Standort des Körpers entspricht. Diese Annahme wird durch die Beobachtung der Bewegungen mit Reaktionszeitaufgaben oder Tappingaufgaben unterstützt. Bei Bewegungen, die hohe Kräfte produzieren, sind solche Beobachtungen allerdings nicht bekannt. Als Beweis des obengenannten Erklärungsmodells verweisen ARCHONTIDES / FAZEY (1993) auf die Untersuchungsergebnisse von EVARTS (1965; 1966; 1968; 1973; 1979), KELSO et al. (1979a), MARTENIUK / MAC KENZIE (1980), SPIRDUSO et al. (1980), OHTSUKI (1981c), BRINKMAN (1981; 1982), MARTENIUK (1984), HOWARD (1987).

Die Ansicht von ARCHONTIDES und FAZEY (1993) unterstützen auch ODA und MORITANI (1995). Die beiden Autoren betonten ebenfalls, dass ausschlaggebend für das BD bei der Kraftentfaltung die Interaktionen zwischen den beiden Hemisphären des Gehirns ist. Ihre These konnten sie mit Ergebnissen sowohl aus der Untersuchung von ASANUMA / OKUDA (1962)¹¹ als auch mit eigenen Untersuchungen stützen.

Auch neuere Untersuchungen zum Thema BD (siehe TANIGUCHI 1997 und 1998) erwähnen als Grund der Entstehung des BD eine mögliche Hemmung der Funktion beider Hemisphären.

Andere Erklärungsursachen für die Entstehung des BD wie die vermehrte Aktivierung der Synergisten oder Antagonisten (SCHANTZ et al. 1989) konnten von anderen Untersuchungen (KOH et al. 1993) sowie (OWINGS und GRABINER 1998) widerlegt werden.

¹¹ Nach ODA / MORITANI (1995) konnten ASANUMA / OKUDA bei Tierexperimenten beweisen, dass bei einer starken Stimulation der motorischen Rinde einer Gehirnhälfte, Hemmungen im Bereich der kontralateralen Seite auftraten.

6.3 Merkmale der unilateralen und bilateralen Kontraktionen im DVZ- Forschungsstand

Aus dem bisherigen Literaturüberblick zum Thema „bilaterales Defizit“ geht hervor, dass die Summe der unilateralen Kraftentfaltung bei isometrischen und isokinetischen Kontraktionsformen in der Regel höher ausfällt als die bilaterale Kraftentfaltung (BD). Ein langjähriges Training mit unilateralen oder bilateralen Trainingsformen kann das BD entweder erhöhen oder - wie im Fall der Gewichtheber und Weltklasse-Ruderer - reduzieren bzw. ganz eliminieren. Die Frage, ob auch für Kontraktionen im DVZ, genauer gesagt für reaktive Sprungformen, ein ähnlicher Effekt nachweisbar ist, kann anhand der oben genannten Untersuchungsergebnisse nicht genau beantwortet werden.

Kontraktionen im DVZ haben die Besonderheit, dass sie sich sowohl im zeitlichen Verlauf als auch in ihrer Innervationscharakteristik enorm voneinander unterscheiden (BOBBERT et al. 1986; BÜHRLE 1989a; BUBECK / GOLLHOFER 2000; BUBECK 2002). Diese Besonderheit sowie die Tatsache, dass bei einer Reihe von Aktionsformen im DVZ ein Vergleich zwischen der unilateralen und bilateralen Aktivierung nicht möglich ist (z. B. der Absprung im Weit- und Hochsprung), führt zur Erkenntnis, dass nur Aussagen über die jeweilige untersuchte Aktionsform formuliert werden können. Aufgrund dieser Problematik liegen nur wenige Vergleiche zwischen unilateralen und bilateralen Kontraktionen im DVZ vor. Tab. 6-1 stellt Untersuchungen zum Thema unilaterale und bilaterale Kontraktionsformen im DVZ dar.

Aus den Ergebnissen der Tab. 6-1 kann man ablesen, dass zwischen den unilateralen und bilateralen Ausführungen enorme Unterschiede existieren.

Tab. 6-1: Untersuchungen zum Thema unilaterale und bilaterale Kontraktionen im DVZ

Autor	Titel / Jahr	Anzahl, Geschlecht und Alter der Probanden	Untersuchter DVZ Kontraktionsform	Merkmale der beidbeinigen Aktivierung	Merkmale der einbeinigen Aktivierung	Überprüfte Kennwerte, erfasste Parameter
VAN SOEST, A. J. / ROEBROECK, M. E. / BOBERT, M. E. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J.	A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. (1985)	10 männliche Volleyballer im Alter von 23 Jahren	Countermovement Jumps	<u>Sprunghöhe:</u> 54 cm. <u>Arbeit pro Bein (J):</u> 329,8. <u>Größte Ausgangsleistung (W):</u> Kniegelenk 1215,2. Fußgelenk 1217,5. <u>Relativer Beitrag an der gesamten Arbeit %W:</u> Kniegelenk 37,7%. Fußgelenk 29,4%. <u>Tiefster KSP während der Amortisationsphase:</u> 85 cm. <u>Dauer der Absprunghase:</u> 284 ms. Niedrigere GA und VM EMG-Aktivität.	<u>Sprunghöhe:</u> 31 cm. <u>Arbeit pro Bein (J):</u> 391,6. <u>Größte Ausgangsleistung (W):</u> Kniegelenk 962,9. Fußgelenk 1794,7. <u>Relativer Beitrag an der gesamten Arbeit %W:</u> Kniegelenk 23,9%. Fußgelenk 41,7%. <u>Tiefster KSP während der Amortisationsphase:</u> 97 cm. <u>Dauer der Absprunghase:</u> 328 ms. Höhere GA und VM EMG Aktivität.	Erfassung der Bodenreaktionskraft. Bewegungsaufnahme. Das EMG von GM, SE, RF, VM, GA und SOL.
GOLLHOFER, A.	Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungszyklus. (1987)	11 Springer, 24 Studenten und 5 Studentinnen	Tiefsprünge und Hüpfen	Die Bodenkontaktzeit betrug bei DJ16 bzw. DJ40 206,8 ms bzw. 211,0 ms.	Die Bodenreaktionskraft der DJ40 betrug 66,2% der Bodenreaktionskraft der beidbeinigen DJ40. Die Flugzeiten liegen für die einbeinigen DJ um 74,1% der beidbeinigen Ausführung. Die Bodenkontaktzeiten sind im Mittel um ein Drittel 33,3% verlängert. GA und VM zeigen während der RIA-Phase niedrigere Aktivitätsanteile und während der SEA-Phase höhere Aktivitätsanteile als bei den beidbeinigen Sprünge	Erfassung der Bodenreaktionskraft. Registrierung des Sprung- und Kniewinkels. Das EMG von GA, SOL, RF und VM.
OBENS, T.	Der optimale Absprung: ein- oder beidbeinig? (1993)	33 männliche und 14 weibliche Athleten aus dem Handball, Basketball und Volleyball sowie dem Turnen und der Leichtathletik. Außerdem eine Kontrollgruppe.	Absprünge aus dem Stand und mit Anlauf	<u>Flughöhe des KSP:</u> Stand: 41,9 cm. Anlauf: 47,1 cm. <u>Tiefste Stellung des KSP:</u> Stand: 74,3 cm. Anlauf: 83,7 cm. <u>Bodenkontaktzeiten</u> Anlauf: 268,4 ms.	Die Bodenreaktionskraft der Absprünge aus dem Stand bzw. aus dem Anlauf betrug jeweils 83,2% und 84,5% der Bodenreaktionskraft der beidbeinigen. <u>Flughöhe des KSP:</u> Stand: 24,3 cm. Anlauf: 41,6 cm. <u>Tiefste Stellung des KSP:</u> Stand: 83,4 cm. Anlauf: 88,5 cm. <u>Bodenkontaktzeiten:</u> Anlauf: 249,2 ms.	Erfassung der Bodenreaktionskraft.
VINT, F. P. / HINRICHS, N. R.	Differences between one-foot and two-foot vertical jump performances. (1996)	14 männliche Sportstudenten im Alter von 22,5 Jahre-	Absprünge aus dem Anlauf	<u>Flughöhe des KSP:</u> 54 cm. <u>Vertikale Geschwindigkeit des KSP:</u> 3,19 m*s ⁻¹ . <u>Horizontale Geschwindigkeit des KSP:</u> 3,41 m*s ⁻¹ .	<u>Flughöhe des KSP:</u> 45 cm. <u>Vertikale Geschwindigkeit des KSP:</u> 2,92 m*s ⁻¹ . <u>Horizontale Geschwindigkeit des KSP:</u> 3,77 m*s ⁻¹ .	Es wurde eine zweidimensionale Videoanalyse verwendet.

Erläuterungen zur Tab. 6-1: GA = m. gastrocnemius, SOL = m. soleus, VM = m. vastus medialis, SE = m. semitendinosus RF = m. rectus femoris, GM = m. gluteus maximus, KSP = Körperschwerpunkt, SEA = späte EMG-Phase.

VAN SOEST et al. (1985) zeigten, dass die einbeinigen und beidbeinigen CMJ sowohl bei der Bewegungsausführung als auch bei der Muskelaktivität enorm differieren.

Beidbeinige und einbeinige CMJ zeichnen sich durch unterschiedliche Bewegungsamplituden während der Amortisationsphase aus. So ist festzustellen, dass die Senkung des KSP während der Amortisationsphase bei der beidbeinigen Ausführung (85 cm) ausgeprägter als bei der einbeinigen (97 cm) war. Besonders die einbeinige Ausführung von GA und VM zeigte im Vergleich zu der beidbeinigen eine erhöhte Aktivität. Die Verfasser kamen zu der Schlussfolgerung, dass die höhere GA-Aktivität der einbeinigen Sprünge vermutlich durch eine höhere Kraftübertragung der Muskeln der Knieextension zum Sprunggelenk hervorgerufen wurde. Die höhere GA-Aktivität während der einbeinigen Ausführung ist vermutlich der Grund für den höheren relativen Beitrag des Sprunggelenkes auf die gesamte Arbeit während der Absprunghase¹². Diese Feststellung kann durch den enorm höheren einbeinigen Wert (1794,7 W) der Ausgangsleistung für das Sprunggelenk im Vergleich zu den beidbeinigen (1217,5 W) erklärt werden.

Sowohl die Ausgangsleistung als auch der relative Beitrag an der gesamten Arbeit liegt für die beidbeinige Ausführung für das Kniegelenk höher als bei der einbeinigen - und das trotz der höheren VM EMG-Aktivität während der einbeinigen Ausführung¹³.

GOLLHOFER (1987) stellte beim Vergleich einbeiniger und beidbeiniger Hüpfen auf der Stelle und DJ fest, dass das Innervationsmuster der einbeinigen Sprünge im Vergleich zu den beidbeinigen eine Akzentuierung der späteren EMG-Zeitphasen aufweist. Eine Betonung des Innervationsmusters während dieser Phasen hat als Konsequenz eine niedrigere reaktive Leistungsfähigkeit, wie bereits in den Kapiteln 4 und 5 dargestellt wurde. Folglich zeigen die Untersuchungen von VAN SOEST et al. (1985) und GOLLHOFER (1987) hinsichtlich der muskulären Aktivität der einbeinigen Ausführung im Vergleich zu der beidbeinigen unterschiedliche Ergebnisse. Einer der Hauptgründe der differenzierten Ergebnisse liegt an der Tatsache, dass bei jeder Untersuchung eine andere Sprungform getestet wurde (CMJ oder DJ). Nach BÜHRLE (1989a) ist der CMJ eine Ausholbewegung und der DJ eine Reaktivbewegung. DJ und CMJ unterscheiden sich durch zwei verschiedene Innervationsmuster:

- a. beim DJ ist der Hauptanteil der EMG-Aktivierung die exzentrische Phase
- b. beim CMJ ist der Hauptanteil der EMG-Aktivierung die konzentrische Phase

Aus diesem Grund sind die Aussagen von VAN SOEST et al. (1985) über die höhere muskuläre Aktivität der einbeinigen Ausführung nicht mit den Aussagen von GOLLHOFER (1987) vergleichbar.

In vielen sportlichen Aktivitäten werden entweder ausschließlich einbeinige (Hochsprung) oder beidbeinige (Block beim Volleyball) Absprünge bzw. beide Varianten (Handball) durchgeführt. Besonders bei sportlichen Bewegungsabläufen mit freier Ausführungswahl ist von besonderem Interesse zu wissen, welche Variante die effektivste ist (maximale KSP-Erhöhung). Ein Vergleich der beiden Absprünge führte zur Feststellung, dass der beidbeinige Absprung als vorteilhafter erscheint. Diese Schlussfolgerung geht von der gesteigerten KSP-Erhöhung bei der beidbeinigen Ausführung hervor. Dieser

¹² Bei den einbeinigen CMJs betrug der relative Beitrag des Sprunggelenkes auf die gesamte Arbeit 41,7%, bei den beidbeinigen hingegen nur 29,4%.

¹³ Bei den beidbeinigen CMJs betrug der relative Beitrag des Kniegelenkes auf die gesamte Arbeit sowie die Ausgangsleistung jeweils 37,7% und 1215,2 W, bei den einbeinigen dagegen jeweils 23,9% und 962,9 W.

Auffassung sind sowohl OBENS (1993) als auch VINT / HINRICHS (1996). Beide Untersuchungen haben sich mit der Effektivität des einbeinigen und beidbeinigen Absprungs befasst. OBENS (1993) untersuchte Sportler aus den Ballspielsportarten sowie aus der Leichtathletik und dem Turnen. Er stellte für jede untersuchte Gruppe eine deutliche KSP-Erhöhung bei der beidbeinigen Ausführung sowohl aus dem Stand als auch mit Anlauf fest, wobei dieser Verfasser hinsichtlich der absoluten Sprunghöhe über eine einbeinige Ausführung plädiert: [...] *Die Ergebnisse im Bezug auf die Sprunghöhe¹⁴ zeigen, daß alle Probanden aus dem Stand beidbeinig höher springen als einbeinig. Bei den Absprüngen nach Anlauf ist zu erkennen, daß die Probanden der Gruppe Handball, also diejenigen, die den einbeinigen Absprung (nach Anlauf) gut ausführen, mit dem einbeinigen Absprung eine größere Höhe erreichen als mit beidbeinigen. Die Probanden der Gruppe Volleyball, also die, die es gewohnt sind beidbeinig abzuspringen, erreichen mit beidbeinigem Absprung eine größere Höhe als mit einbeinigem. ... Die Ergebnisse der Kontrollgruppe, d.h. der Probanden, die nicht auf eine Absprungausführung speziell trainiert sind, lassen den Schluss zu, daß, wenn kein spezielles Training durchgeführt wird, bei Absprüngen aus dem Stand mit beidbeinigem Absprung eine größere Höhe erreicht wird als mit einbeinigem Absprung und daß bei Absprüngen nach Anlauf der einbeinige Absprung Vorteile gegenüber dem beidbeinigen aufweist* OBENS (1993, S. 200-201).

VINT / HINRICHS (1996) wie auch OBENS (1993) fanden bei ihrer Untersuchung einen höheren KSP-Wert beim beidbeinigen als beim einbeinigen Absprung, aber ähnliche absolute Sprunghöhen mit jeweils 3,07 und 3,08 m. Der kleine Unterschied zwischen den ein- und beidbeinigen Absprüngen in der Flughöhe (nur 9 cm oder ca. 17%) liegt nach Meinung der Autoren an der höheren Aktivität des Sprungbeins bei den einbeinigen als den beidbeinigen Absprüngen. Diese These ist aber eine reine Vermutung, da die Autoren keine EMG-Analyse vorweisen konnten.

Sowohl aus den Ergebnissen von VAN SOEST et al. (1985) für den CMJ als auch von VINT / HINRICHS (1996) und OBENS (1993) für den Absprung geht hervor, dass die einbeinigen Sprünge oder Absprünge im Vergleich zu den beidbeinigen eine kürzere Bewegungsamplitude während der Amortisationsphase aufweisen. Im Gegensatz zu den Ergebnissen von GOLLHOFER (1987) ist eine Unterscheidung der Bewegungsamplituden der einbeinigen und beidbeinigen DJ während der Amortisationsphase nicht erkennbar.

Der bisherige Forschungsstand über die bilateralen und unilateralen Kontraktionen im DVZ ist nicht ausreichend, um klare Aussagen über die Unterschiede und eventuelle Gemeinsamkeiten zwischen beiden Kontraktionsformen zu treffen. Trotz dem mangelnden Ergebnisstand geht klar hervor, dass die bilateralen und unilateralen Erscheinungsformen im DVZ aus mechanischer und neurophysiologischer Sicht nicht identisch sind. Die Frage, ob das BD auch bei Kontraktionen im DVZ nachweisbar ist, kann einerseits durch die spärlichen Untersuchungsergebnisse zu dieser Thematik und andererseits durch die Unterschiede zwischen dem bilateralen und unilateralen Bewegungsablauf der Kontraktionsformen im DVZ verneint werden. Diese Feststellung besonders hinsichtlich des unterschiedlichen Bewegungsverlaufes kann auch durch die Untersuchungsergebnisse des BD bei isometrischen und isokinetischen Kontraktionen begründet werden. Bei diesen Untersuchungen wurde festgestellt, dass jegliche Winkelveränderungen (MÜLLER / KIBELE 1992; KAWAKAMI et al. 1998; NAKAGAWA et al. 2000), Veränderungen der Messeinrichtung (SCHANTZ et al. 1989) oder Änderungen der Kon-

¹⁴ Es ist die absolute Sprunghöhe gemeint.

traktionsgeschwindigkeit (VANDERVOORT et al. 1987; OWINGS / GRABINER 1998) eine Änderung des BD-Wertes verursachen können.

6.4 Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen

Als Testform zum Vergleich der unilateralen und bilateralen Aktivierungscharakteristik im DVZ wurde hier der DJ aus mehreren Gründen gewählt:

- i. Der DJ ist im Vergleich zum CMJ eine rein reaktive Sprungform.
- ii. DJ finden sowohl im Trainingsalltag des Leistungs- und Hochleistungssports als auch in der Leistungsdiagnostik eine breite Verwendung.
- iii. Es liegen – außer den Untersuchungsergebnissen von GOLLHOFER (1987) – keine Ergebnisse über den Bewegungsablauf und die Innervationscharakteristik der einbeinigen DJs vor.
- iv. Ein Vergleich zwischen den einbeinigen und beidbeinigen DJs wird bevorzugt, weil ein umfangreiches Material über den Bewegungsablauf und die Innervationscharakteristik der beidbeinigen DJs vorliegt. Dazu siehe auch NEUBERT (1999) sowie Kap. 4 und 5 über die Innervationscharakteristik und die Beziehung zum reaktiven Leistungsindex.

Aus diesen Gründen wird in diesem Kapitel ein Vergleich zwischen den einbeinigen und beidbeinigen DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe vorgenommen. Die Fallhöhen 50 und 60 cm wurden wegen des hohen Verletzungsrisikos und des fehlerhaften Bewegungsablaufs nicht ausgeführt.

Neben der Erfassung der ein- und beidbeinigen DJs wurde zusätzlich die ein- und beidbeinige isometrische Maximal- und Explosivkraft sowie jeweils das BD der beiden Kraftkomponenten ermittelt.

Eine Vielzahl alltäglicher und sportlicher Bewegungsabläufe (z.B. Gehen, Laufen, Springen etc.) besteht aus Muskelaktionsformen im DVZ. Da Kontraktionsformen im DVZ als die „natürlichen“ Formen muskulärer Arbeitsweise angesehen werden (KOMI 1985; GOLLHOFER 1993), wäre aus trainingswissenschaftlicher Sicht sehr interessant herauszufinden, ob auch bei Kontraktionen im DVZ das BD nachweisbar ist. Dabei kann anhand der Vorkenntnisse aus den isometrischen und isokinetischen Kontraktionen folgende zentrale Fragestellung formuliert werden:

Fragestellung 3:

Kann bei Kontraktionen im DVZ aus der Sicht der reaktiven (L_{index}) und der mechanischen Leistung (P) ein BD nachgewiesen werden?

Aus den bisherigen Untersuchungsergebnissen (vgl. Kapitel 6.2.1) wurde gezeigt, dass bei isometrischen und isokinetischen Kontraktionen eine kleine Veränderung der Bewegungsamplitude zu einem unterschiedlichen Ausprägungsgrad des BD führen kann. Aus diesem Grund wurde zur Ermittlung des BD vorausgesetzt, dass unilaterale und bilaterale Kontraktionen hinsichtlich ihrer kinematischen Charakteristik keine Unterschiede zeigen sollten. Zur Beantwortung der obengenannten Frage ist es notwendig, die ein- und beidbeinigen DJs aus der Sicht der kinematischen Charakteristik zu vergleichen. Unter dem Begriff „kinematische Charakteristik“ werden an erster Stelle die Hauptmerkmale des Bewegungsablaufs und an zweiter Stelle die mechanischen Parameter der ein- und beidbeinigen DJs dargestellt. Merkmale des Bewegungsablaufs sind die realen Fallhöhen, die Bodenkontaktzeiten und die Winkelamplituden. Die mechanischen Parameter befassen sich eher mit den physikalischen Grö-

ßen wie Bodenreaktionskräfte, Winkelgeschwindigkeiten, Absprunggeschwindigkeiten etc. Dazu folgende Fragestellung:

Fragestellung 3a:

Zeigen die ein- und beidbeinigen DJs aus der Sicht der kinematischen Charakteristik (Bewegungstechnik und mechanische Parameter) ein differenziertes Bild?

Ein grundlegender Unterschied zwischen den ein- und beidbeinigen DJs ist der unterschiedliche Belastungsinput. Bei der Ausführung der einbeinigen DJs sorgt das gesamte Körpergewicht für eine außergewöhnliche Belastung. Im Gegensatz dazu ist bei den beidbeinigen DJs das Körpergewicht auf beide Beine verteilt. Die ungleichmäßige Belastung zwischen beiden Sprungformen könnte zu Unterschieden im neuronalen Bereich führen. Dabei kann für den neuronalen Bereich folgende Frage gestellt werden:

Fragestellung 3b:

Zeigen die ein- und beidbeinigen DJs ein unterschiedliches EMG-Muster hinsichtlich des zeitlichen, funktionellen und Intensitätsaspektes?

6.5 Darstellung der Ergebnisse

Die nachfolgenden Ergebnisse werden in zwei Abschnitten dargestellt. Der erste Abschnitt befasst sich mit dem BD der isometrischen Maximalkraft sowie mit der EMG-Aktivität der Muskeln, die an der Knieextension und Plantarflexion beteiligt sind. Im zweiten Abschnitt werden die einbeinigen den beidbeinigen DJs hinsichtlich ihrer kinematischen und neuronalen Charakteristik sowie ihrer reaktiven und mechanischen Leistung gegenübergestellt.

6.5.1. Das bilaterale Defizit der isometrischen Maximalkraft

Die isometrische Maximalkraft wurde in einem Kniewinkel von 90° erfasst. Auf eine zusätzliche Kraftmessung der Muskeln der Plantarflexion wurde hier verzichtet. Die EMG-Aktivität wurde nicht nur für die Muskeln der Knieextension, sondern auch für die der Plantarflexion und deren Antagonisten erfasst. Eine detaillierte Beschreibung erfolgte bereits im Kapitel 3 „Allgemeine Methodik“.

Das BD wurde anhand folgender Formeln ermittelt und dargestellt:

$$\text{Formel (1)} \quad \mathbf{BI\% = [100 \times (BL_{\text{tot}} / UL_{\text{rechts}} + UL_{\text{links}}) - 100]}$$

Die Abkürzungen der Formel (1) bedeuten: BI% = bilateraler Index in Prozent, BL_{tot} = bilateraler Wert, UL_{rechts} = unilateraler Wert rechts und UL_{links} = unilateraler Wert links.

$$\text{Formel (2)} \quad \mathbf{BD = BB / UL}$$

Die Abkürzungen der Formel (2) bedeuten: BD = bilaterales Defizit, BB = bilateraler Wert, UL = Summe der beiden unilateralen Werte.

Diese Formeln wurden in den meisten Untersuchungen zum Thema BD verwendet unter anderem bei VANDERVOORT et al. (1987), SECHER et al. (1988), SCHANTZ et al. (1989), KOH et al. (1993), TANIGUCHI (1997; 1998), JACOBI / CAFARELLI (1998), OWINGS / GRABINER (1998). Die Verwendung beider Formeln dient einer anschaulichen Vergleichbarkeit der Untersuchungsergebnisse der vorliegenden Arbeit mit den bisher bekannten Ergebnissen.

6.5.1.1. Qualitative Analyse

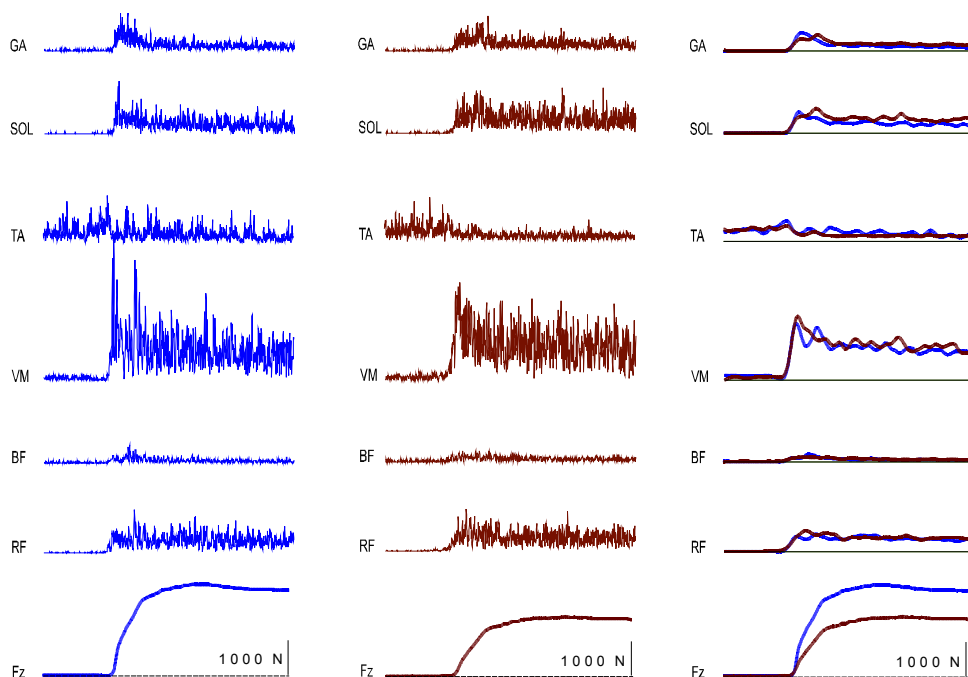


Abb. 6-1: Exemplarische Darstellung der Kraft-Zeit-Verläufe und der elektromyographischen Parameter bei der Erfassung der isometrischen Maximalkraft bei unilateraler und bilateraler Arbeitsweise

Der blaue Farbton stellt die beidbeinigen, der braune hingegen die einbeinigen Kontraktionen dar. Der rechte Teil der Abbildung zeigt die EMG- Werte nach einer Tiefpassfilterung mit 15 Hz.

Aufgabe der vorliegenden Analyse ist es, einen ersten Überblick über den unterschiedlichen Verlauf der erfassten dynamometrischen und elektromyographischen Parameter in Bezug auf den Ausprägungsgrad des BD zu geben. Die qualitative Analyse ist in Abbildung. 6-1 dargestellt.

Bei der Darstellung der Abbildung. 6-1 wurde ein Proband mit einem negativen BD (d.h. die bilaterale Aktivierung war niedriger als die Summe der beiden unilateralen) erfasst. Um die EMG-Kenngrößen zwischen der ein- und beidbeinigen Ausführung genauer zu vergleichen, wurde neben dem gleichgerichteten und aufsummierten EMG-Muster der EMG-Verlauf nach einer 15 Hz Tiefpassfilterung in die Analyse einbezogen.

Die Abbildung 6-1 verdeutlicht den Zusammenhang zwischen der Kraft-Zeit-Kurve und der Höhe der EMG-Aktivität. In diesem Fall liegen die Aktivitätsmaxima der einbeinigen Ausführung höher als die jeweiligen Werte der beidbeinigen Ausführung. Bei der nachfolgenden Analyse (quantitative Analyse)

werden die Unterschiede der beiden Kontraktionsformen beim EMG-Verlauf noch deutlicher dargestellt.

6.5.1.2. Quantitative Analyse

Die ein- und beidbeinigen Werte der isometrischen Maximalkraft sind in Abb. 6-2a dargestellt. Die beidbeinigen Kraftwerte unterscheiden sich enorm von den einbeinigen (links und rechts) ($p < 0,001$). Ebenfalls höchstsignifikante Unterschiede entstehen in der isometrischen Maximalkraft zwischen Männern und Frauen Abb.6-2b.

Ein ähnliches Bild zeigen die Werte für die durch das Körpergewicht relativierte isometrische Maximalkraft. Es sind große Unterschiede ($p < 0,001$) beim Vergleich sowohl zwischen beidbeinigen und einbeinigen Kontraktionen als auch zwischen Frauen und Männern (Abb. 6-2c und 6-2d) zu erkennen. Die anderen Kraftkennwerte, Explosivkraft und relative Explosivkraft, zeigen keine geschlechtsspezifischen Unterschiede und werden hier nicht detailliert dargestellt.

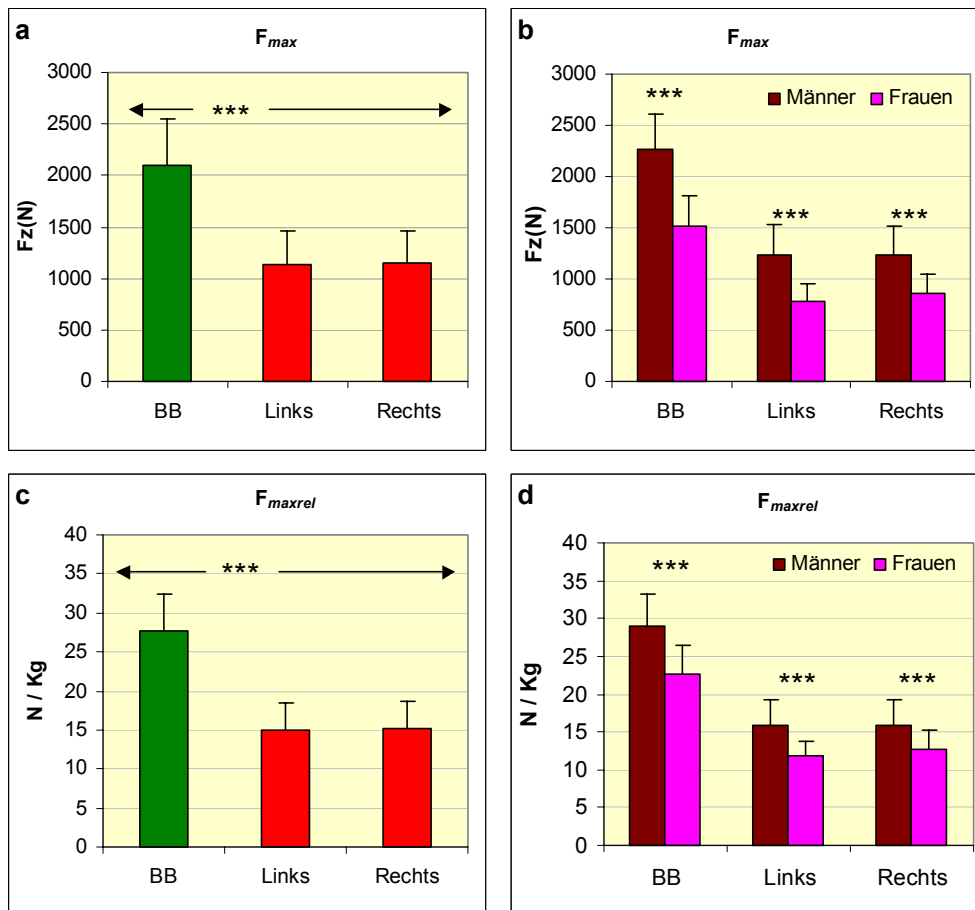


Abb. 6-2: Mittelwerte und Standardabweichungen der isometrischen Maximalkraft sowie in Bezug auf das Körpergewicht relativierten isometrischen Maximalkraft. Die Teile a und c der Abbildung stellen die Unterschiede zwischen der beidbeinigen und einbeinigen Kontraktion dar. Die Teile b und d der Abbildung zeigen die geschlechtsspezifischen Unterschiede.

Die Unterschiede zwischen beidbeiniger und einbeiniger isometrischer Kontraktion sind in Abb. 6-3 dargestellt. In dieser Abbildung werden die Kennwerte der erfassten Kraftparameter in der Beziehung BL / UL (beidbeinig / Summe einbeinig) verglichen (Abb. 6-3a – 6-3d) und auf statistische Unterschiede überprüft (Abb. 6-3e und 6-3f).

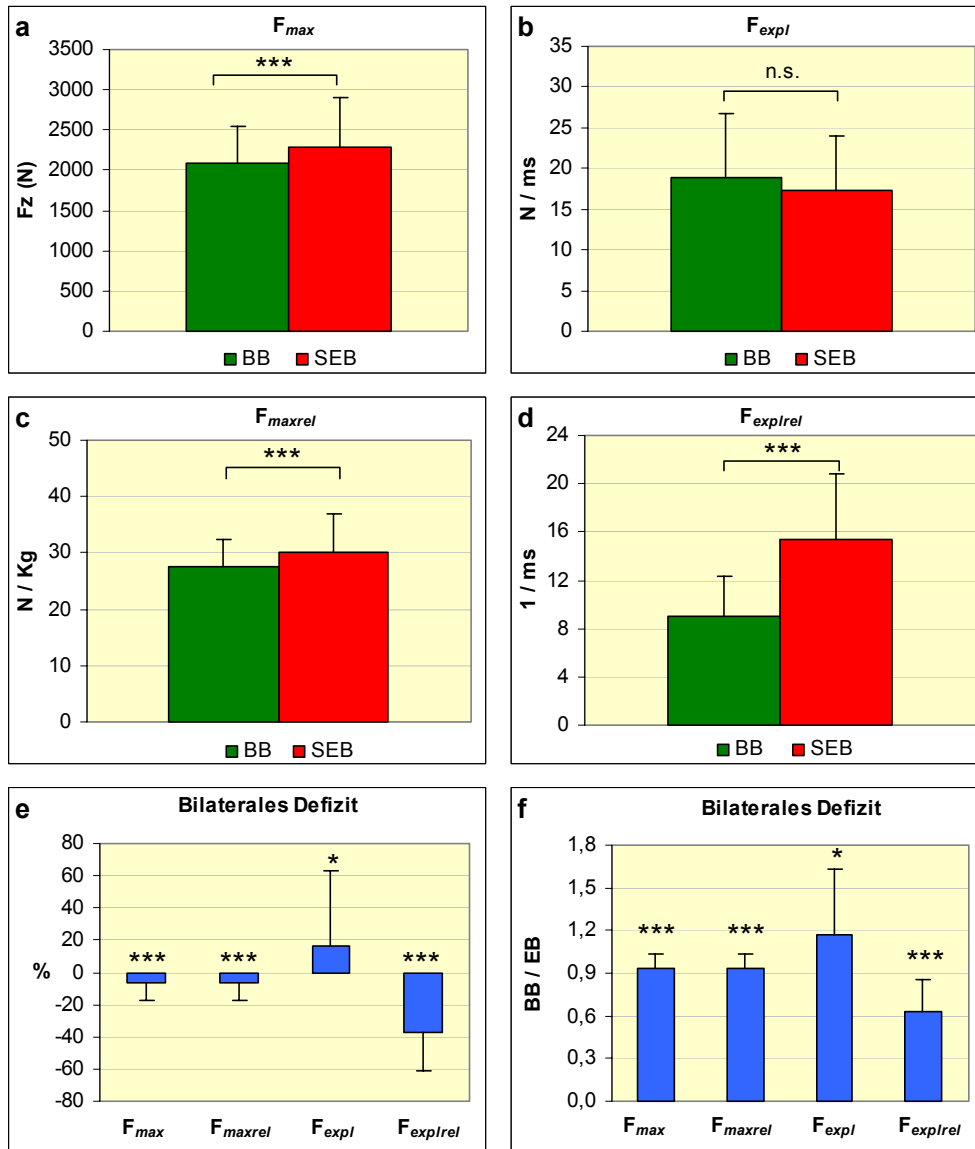


Abb. 6-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraftkennwerte (isometrische Maximalkraft, relative Kraft, Explosivkraft und relative Explosivkraft) im Vergleich zwischen den beidbeinigen Kontraktionen (grüne Balken) und der Summe der einbeinigen Kontraktionen (rote Balken). Die Teile e und f der Abb. stellen das bilaterale Defizit der oben genannten Kraftkennwerte jeweils anhand der Formeln (1) und (2) dar.

Die Summe der einbeinigen Kennwerte unterscheidet sich von den beidbeinigen hochsignifikant. Das BD der isometrischen Maximalkraft sowie der relativen Kraft liegt für beide bei -6,9% (0,93). Im Gegensatz dazu weist die Explosivkraft mit 16,8% (1,17) einen positiven Wert auf. Die relative Explosivkraft hingegen zeigte negative Werte im Bereich von -37,4% (0,63), ($p < 0,001$). Erhebliche Unterschiede zwischen ein- und beidbeinigen isometrischen Kontraktionen werden auch beim IEMG der

beteiligten Muskeln festgestellt. Dies zeigt die nachfolgende Abbildung (Abb. 6-4) sehr deutlich. Die IEMG-Werte der untersuchten Muskeln bei einbeiniger Kontraktion liegen erheblich höher als die beidbeinigen Werte ($p < 0,001$).

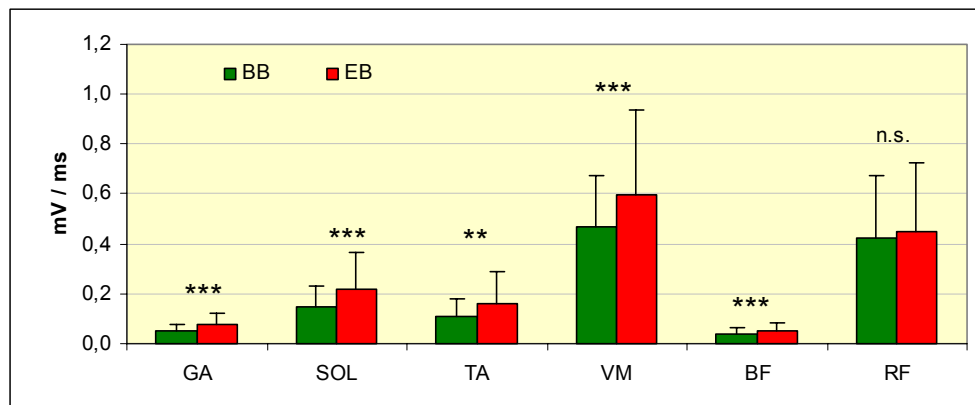


Abb. 6-4: Mittelwert und Standardabweichung der gesamten relativen EMG-Aktivität der untersuchten Muskeln. Die relative Gesamtaktivität wurde durch die Division des EMG-Integrals durch die benötigte Zeit (vom Beginn der Kraftkurve bis zum Erreichen des Kraftmaximums) berechnet.

Das IEMG zeigte BD-Werte, die zwischen -6,54% (0,93) und -33,4% (0,67) lagen. Alle Muskeln außer RF weisen einen hohen Unterschied auf ($p < 0,01$). Diese Ergebnisse sind in Tabelle 6-2 dargestellt.

Tab. 6-2: Das bilaterale Defizit der gesamten relativen IEMG- Aktivität in Prozent und als Wert der Beziehung (BB / EB)

	GA	SOL	TA	VM	BF	RF
BD (%)	-30,67	-33,40	-30,52	-21,55	-23,52	-6,54
p	0,000	0,000	0,01	0,001	0,001	n.s.
BD Quotient (BL/UL)	0,69	0,67	0,69	0,78	0,76	0,93
p	0,000	0,000	0,01	0,001	0,001	n.s.

Ein anderes Bild der IEMG-Aktivität zeigen die sechs Zeitfenster von 100 bis 600 ms. Das BD der IEMG-Aktivität ist für diese Zeitfenster in Tab. 6-3 dargestellt. Von den beteiligten Muskeln wurden die beiden Hauptakteure der Kniestreckung, VM und RF, sowie die Muskeln der Plantarflexion GA und SOL einbezogen. VM und RF zeigen kein BD (außer VM bei 500 ms mit -0,5%). Die Ergebnisse des VM unterscheiden sich nicht sonderlich ($p = n.s.$). Eine Ausnahme bildet jedoch das Zeitfenster der 600 ms. RF hingegen zeigt eine signifikant höhere bilaterale IEMG-Aktivität im Vergleich zu der unilateralen. GA und SOL lassen dagegen bei allen Zeitfenstern ein deutliches BD erkennen. Die erhöhte unilaterale Aktivierung der beiden Muskeln der Plantarflexion war für die Mehrheit der Zeitfenster statistisch abgesichert ($p < 0,001 - 0,05$).

Tab. 6-3: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau des BD der EMG-Amplituden für die Integrale von 100 bis 600 ms des VM und RF

VM	100 ms	200 ms	300 ms	400 ms	500 ms	600 ms
BD Formel (1)	2,56	0,40	1,33	2,97	-0,53	5,99
Stabw.	22,49	18,94	18,99	18,15	18,02	17,17
p	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	0,031
<hr/>						
RF	100 ms	200 ms	300 ms	400 ms	500 ms	600 ms
BD Formel (1)	9,38	22,37	17,15	27,37	21,96	21,34
Stabw.	30,42	32,75	28,40	35,04	30,13	29,33
p	n.s.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
<hr/>						
GA	100 ms	200 ms	300 ms	400 ms	500 ms	600 ms
BD Formel (1)	-1,55	-13,64	-7,95	-8,01	-12,86	-8,96
Stabw.	44,79	24,59	29,49	29,95	18,52	28,13
p	n.s.	0,001	t.s.	t.s.	0,000	0,048
<hr/>						
SOL	100 ms	200 ms	300 ms	400 ms	500 ms	600 ms
BD Formel (1)	-6,96	-16,98	-8,62	-11,70	-10,05	-13,40
Stabw.	35,90	25,08	43,98	27,26	24,17	26,83
p	n.s.	0,000	n.s.	0,009	0,011	0,003

Die isometrischen Kraftmaxima für die ersten sechs Zeitfenster sind in Abbildung 6-5 dargestellt. Mit Ausnahme des ersten Zeitfensters (0-100 ms) gibt es enorme ($p < 0,001$) Unterschiede zwischen den Kraftmaxima der einbeinigen und beidbeinigen Kontraktion der Zeitfenster von 200 ms bis 600 ms (siehe auch Tab. 6-4). Der Mittelwert des BD aller sechs Zeitfenster (-7,4%) unterscheidet sich jedoch kaum vom BD der isometrischen Maximalkraft (-6,9%). Siehe auch Abb. 6-3e.

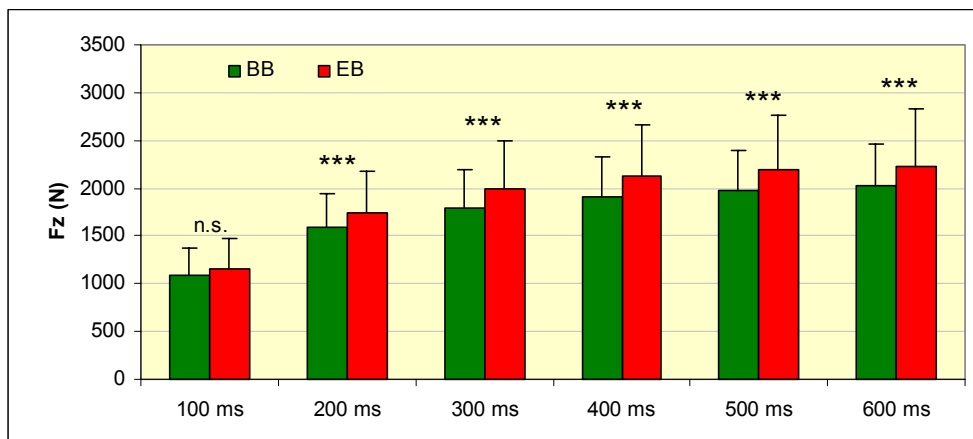


Abb. 6-5: Mittelwert, Standardabweichung und Signifikanzniveau der isometrischen Kraftmaxima für die Zeitfenster von 100 ms bis 600 ms bei beidbeiniger (grüne Balken) und einbeiniger Aktivierung (rote Balken)

Tab. 6-4: Das BD der sechs Zeitfenster als Prozent (Formel 1) und als Werte der Beziehung BB / EB (Formel 2)

	100 ms	200 ms	300 ms	400 ms	500 ms	600 ms
BD Formel (1)	-2,80	-6,89	-9,23	-8,86	-8,55	-7,84
Stabw.	21,32	12,56	10,42	9,88	10,10	10,38
p	n.s.	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000
BD Formel (2)	0,97	0,93	0,91	0,91	0,91	0,92
Stabw.	0,21	0,13	0,10	0,10	0,10	0,10
p	n.s.	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000

6.5.2. Einbeinige und beidbeinige Kontraktionsformen im DVZ

6.5.2.1. Qualitative Analyse zwischen dem einbeinigen und beidbeinigen Drop Jump (DJ)

Bei der qualitativen Analyse wurde jeweils der ein- und beidbeinige Tiefsprung aus einer mittleren Fallhöhe (Fallhöhe aus 40 cm) eines gut sprungtrainierten Probanden (Dreispringer) herangezogen. Die Abbildung 6-6 zeigt die Kraft-Zeit-Kurven, Winkel-Zeit-Kurven sowie die EMG-Parameter. Um einen genaueren Vergleich der EMG-Kenngrößen zwischen der ein- und beidbeinigen Ausführung zu erzielen, wurde auch hier neben dem gleichgerichteten und aufsummierten EMG-Muster der EMG-Verlauf nach einer 15 Hz Tiefpassfilterung in die Analyse einbezogen.

Bewegungsablauf

Die beidbeinige Ausführung unterscheidet sich von der einbeinigen bei allen Parametern. Besonders der dritte Teil der Abbildung verdeutlicht die Differenzierung beider Sprungausführungen. Der beidbeinige DJ wird mit kürzeren Bodenkontaktzeiten und Bewegungsamplituden ausgeführt. Dagegen zeigt der einbeinige DJ eine deutliche Verlängerung der Bodenkontaktzeiten und der Bewegungsamplituden. Der Kraftverlauf der beidbeinigen Ausführung ist sehr ausgeglichen und einheitlich. Im Gegensatz dazu lässt der Kraftverlauf der einbeinigen Ausführung keine unmittelbare Senkung nach dem initialen Kraftanstieg, sondern ein Plateau erkennen. Für dieses Plateau oder die Bildung einer doppelten Kraftspitze, besonders bei nicht so gut sprungausgebildeten Probanden, kann als Indikator der Fersenaufschlag auf dem Boden herangezogen werden (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b; SCHMIDTBLEICHER 1983b; GOLLHOFER 1987; 1993; NEUBERT 1999). In Abbildung 6-6 ist zudem erkennbar, dass die Probanden den Hubtisch zu unterschiedlichen Zeitpunkten verlassen. Dies deutet darauf hin, dass beide Sprungausführungen nicht mit der gleichen Dehnungsbelastung, jedoch aus der gleichen Fallhöhe durchgeführt wurden.

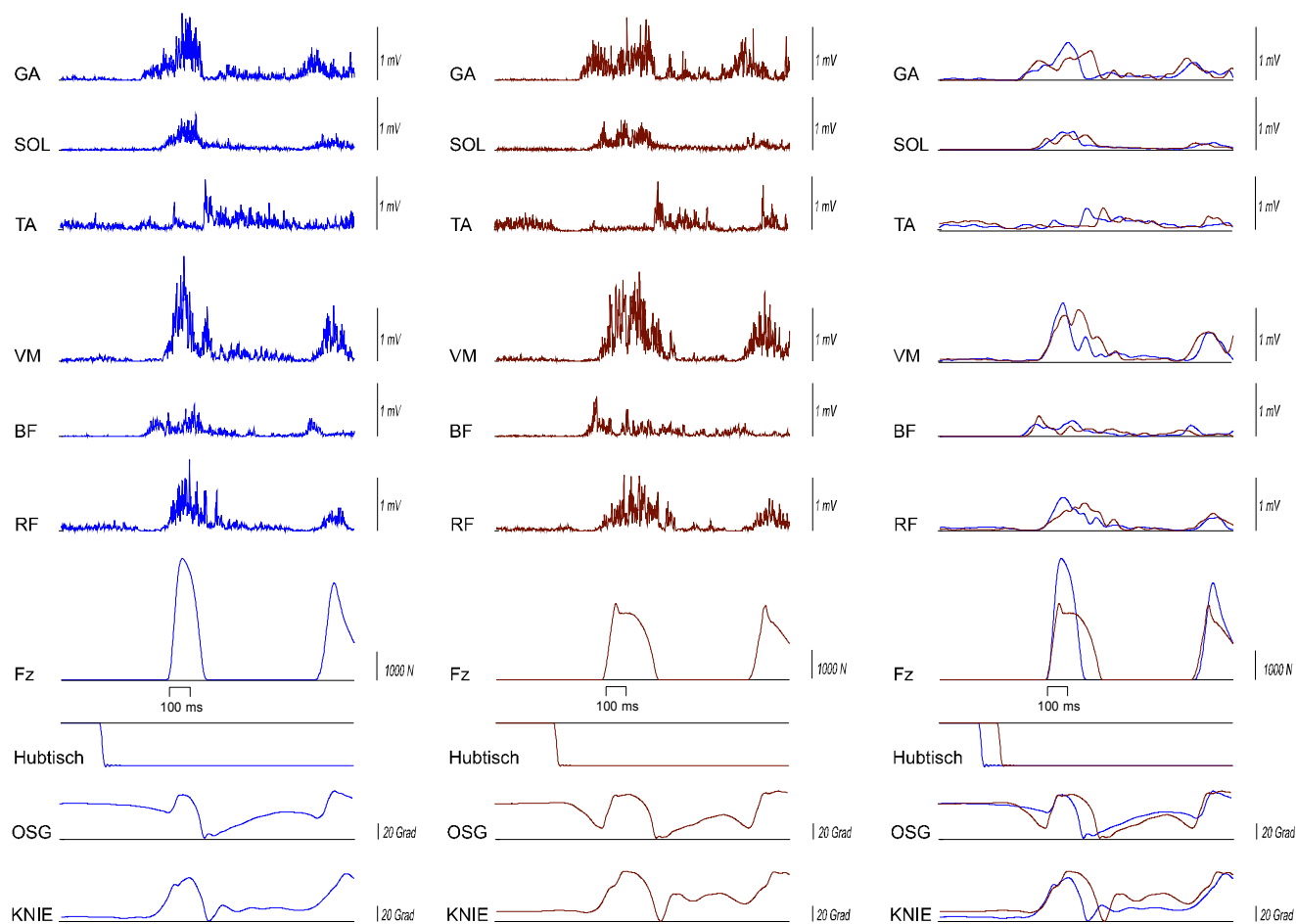


Abb. 6-6: Exemplarische Darstellung der mechanischen und neuromuskulären Unterschiede zwischen dem ein- und beidbeinigen DJ eines sprungtrainierten Athleten

Der blaue Farbton entspricht dem beidbeinigen, der braune hingegen dem einbeinigen Sprung. Der rechte Teil der Abbildung zeigt die EMG-Werte nach einer Tiefpassfilterung mit 15 Hz.

Die mechanischen Parameter

Die mechanischen Parameter zeigen deutliche Unterschiede zwischen beiden Sprungausführungen. Der beidbeinige DJ zeichnet sich durch höhere Bodenreaktionskräfte und längere Flugzeiten aus. Die ungleichmäßigen realen Fallhöhen lassen vermuten, dass beide Sprungformen sich auch in Bezug auf die Bremsleistung sowie die kinetische Energie während der Landung enorm unterscheiden.

Die neuromuskulären Parameter

Bei der Betrachtung des Innervationsmusters in Abbildung 6-7 sind deutliche Unterschiede zwischen beiden Sprungformen zu erkennen. Das geht besonders aus der Gegenüberstellung beider EMG-Verläufe der Tiefpassfilterung hervor (vgl. Abb. 6-6). Die einbeinige Sprungform zeigt eine erkennbare Rechtsverschiebung des EMG-Musters im Vergleich zu der beidbeinigen Ausführung. In Bezug auf die Aktivitätsmaxima lässt sich eine leichte Erhöhung der beidbeinigen Ausführung erkennen. Es scheint allerdings hinsichtlich der Rekrutierungszeitpunkte einen gleichzeitigen Aktivitätsbeginn sowohl für den einbeinigen als auch für den beidbeinigen DJ zu geben.

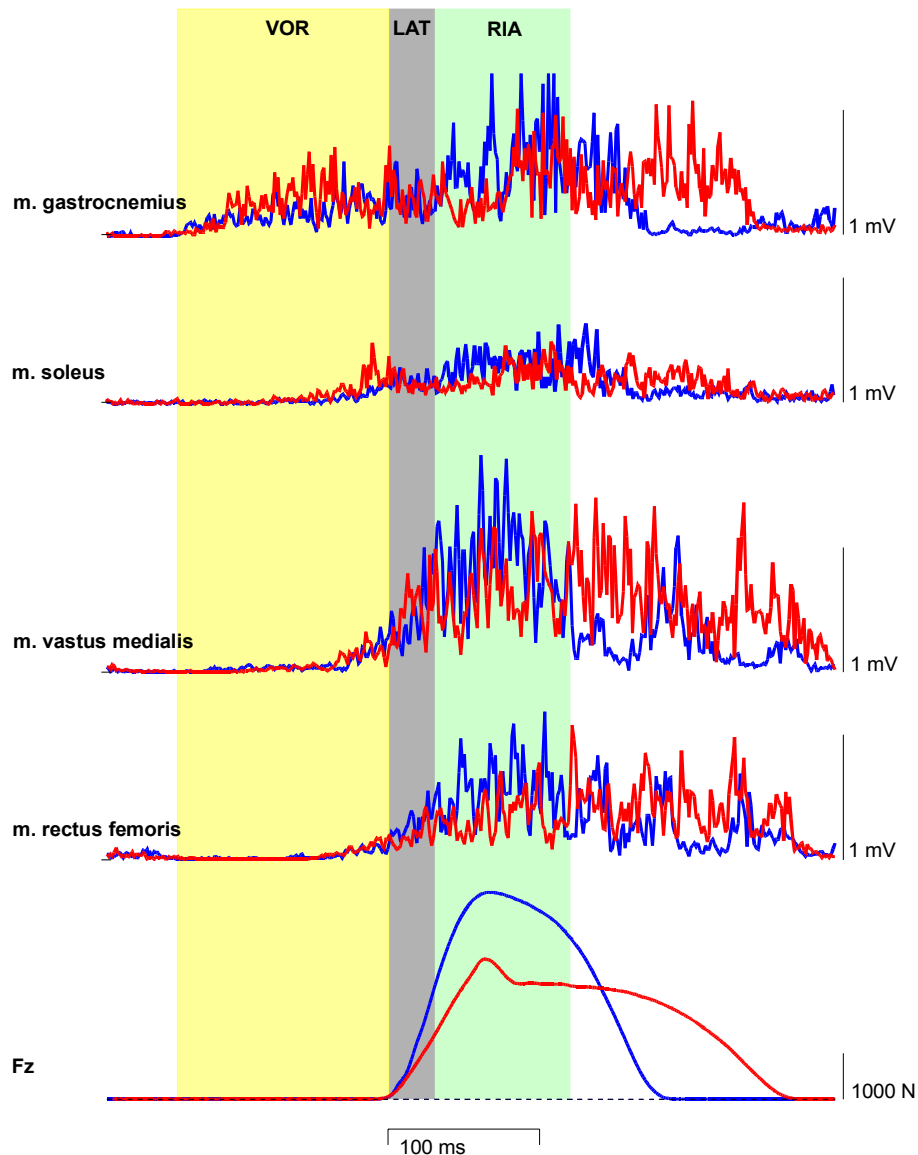


Abb. 6-7: Exemplarische Darstellung des Innervationsmusters zwischen dem ein- und beidbeinigen DJ eines sprungetrainierten Athleten

Der blaue Farbton entspricht dem beidbeinigen, der rote hingegen dem einbeinigen Sprung.
Erläuterungen: VOR = Vorinnervationsphase, LAT = Latenzphase, RIA = reflexinduzierte Phase.

6.5.2.2. Quantitative Analyse zwischen dem einbeinigen und beidbeinigen DJ

In der quantitativen Analyse werden folgende Parameter statistisch überprüft und dargestellt:

- Der Bewegungsablauf der ein- und beidbeinigen DJ
- Die mechanischen Parameter
- Die neuromuskulären Parameter
- Der reaktive Leistungsindex (L_{index}) als Kennwert zur Charakterisierung der reaktiven Leistungsfähigkeit

6.5.2.2.1. Der Bewegungsablauf des ein- und beidbeinigen DJ

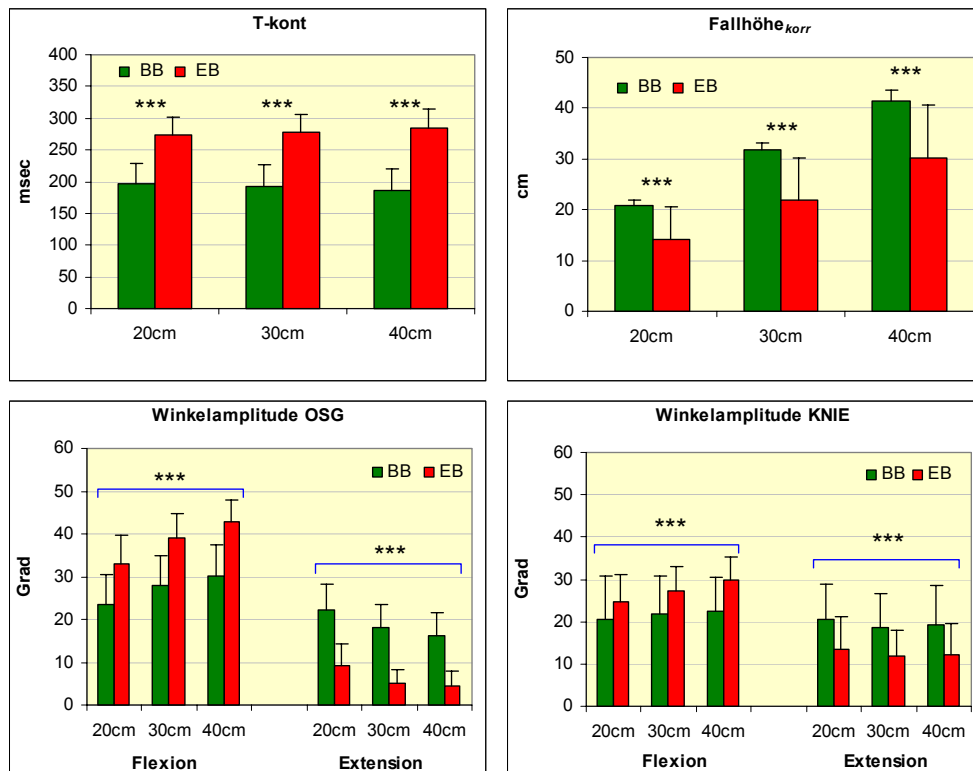


Abb. 6-8: Die Bewegungstechnik zwischen dem einbeinigen und beidbeinigen Drop Jump. Die roten Balken stellen die einbeinigen, die grünen die beidbeinigen Sprünge dar.

Bei der qualitativen Analyse (Abb. 6-6) wurden die ersten Erkenntnisse über den Bewegungsablauf der beiden Sprungformen herangezogen. Die Abbildung 6-8 bestätigt auch statistisch den deutlichen Unterschied zwischen beiden Sprungausführungen. Die Bodenkontaktzeiten der einbeinigen DJs sind 39,7 bis 52,5% ($p < 0,001$) länger als die der beidbeinigen. Die Winkelamplituden der einbeinigen DJs sind ebenfalls länger als die der beidbeinigen ($p < 0,001$), allerdings nur während der Amortisationsphase. Während der Abdruckphase erreichen die beidbeinigen DJs längere Winkelamplituden ($p < 0,001$). Bei der Betrachtung der realen Fallhöhen sind die Werte der einbeinigen DJs deutlich kürzer ($p < 0,001$) als die der beidbeinigen DJs. Die realen Fallhöhen der einbeinigen DJs sind in der Regel bis zu 32,2% niedriger als die entsprechenden beidbeinigen Werte.

6.5.2.2.2. Die mechanischen Parameter der einbeinigen und beidbeinigen Drop Jumps

Der unterschiedliche Bewegungsablauf zwischen den einbeinigen und beidbeinigen DJs hat (vermutlich) auch einen Einfluss auf die mechanischen Parameter. Alle diese Parameter sind in folgenden Abbildungen (Abb. 6-9 bis 6-12) dargestellt.

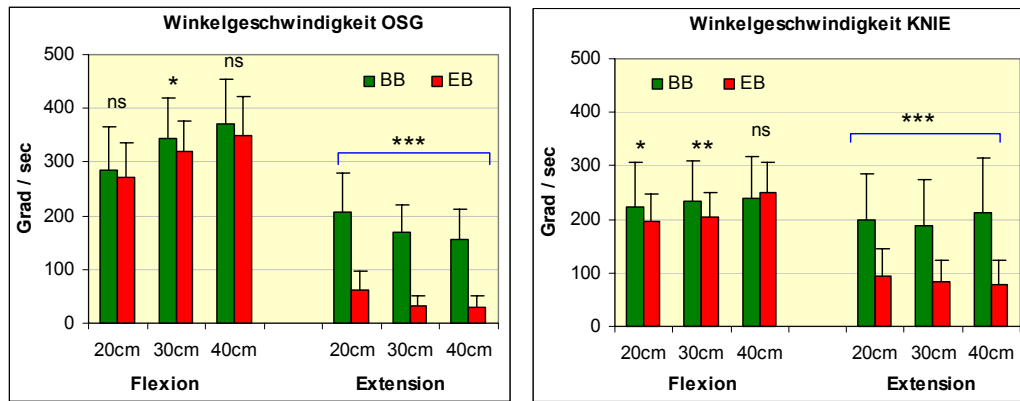


Abb. 6-9: Mittlere Winkelgeschwindigkeit des Knie- und Sprunggelenkes für die Flexions- und Extensionsphase (Mittelwert und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe

Während der Flexionsphase sind sowohl die mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Sprunggelenkes als auch die entsprechenden Werte für das Kniegelenk der einbeinigen Sprünge niedriger (Ausnahme: der DJ aus 40 cm) als die jeweiligen beidbeinigen Werte. Die niedrigen Winkelgeschwindigkeiten der einbeinigen DJs unterscheiden sich zum Teil deutlich von den beidbeinigen ($p < 0,001 - 0,05$). Während der Extensionsphase zeigen die mittleren Winkelgeschwindigkeiten zwischen den beiden Sprungausführungen enorme Unterschiede ($p \leq 0,001$) für alle Belastungsstufen. Besonders ausgeprägt sind die Unterschiede für das Sprunggelenk. Bei der beidbeinigen Ausführung werden Winkelgeschwindigkeiten erreicht, die das fünffache der einbeinigen betragen (siehe Abb. 6-9 Fallhöhe 40 cm).

Die kinetische Energie zum Zeitpunkt der Landung und die mittlere Bremsleistung erhöhen sich mit steigender Dehnungsbelastung erkennbar. Wegen der erheblich höheren realen Fallhöhen werden bei der Ausführung der beidbeinigen DJs (vgl. Abb. 6-8) enorm höhere Werte ($p \leq 0,001$) dieser beiden Parameter realisiert als bei den einbeinigen DJs.

Die kinetische Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase erhöht sich geringfügig mit der Steigerung der Fallhöhe, dagegen zeigt die Beschleunigungsleistung mit steigender Fallhöhe eine kontinuierliche Senkung (Abb. 6-10). Es sind große Unterschiede beider Parameter zwischen den ein- und beidbeinigen DJs ($p \leq 0,001$) festzustellen.

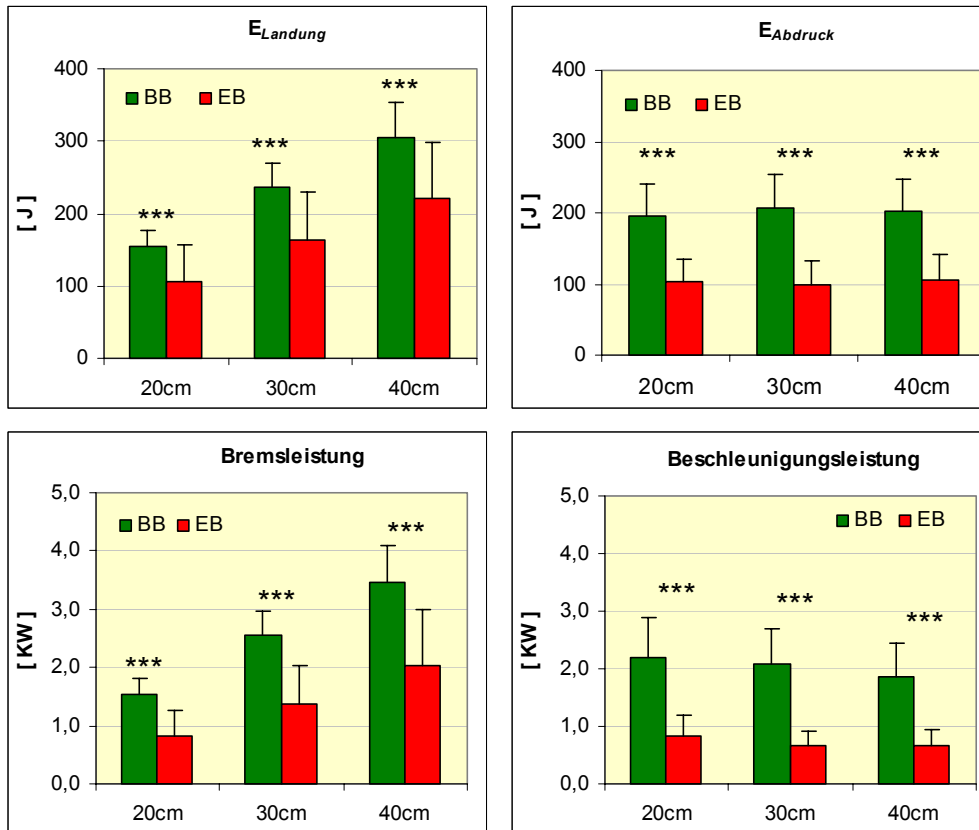


Abb. 6-10: Mittelwerte und Standardabweichungen der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Landung ($E_{Landung}$) und zum Zeitpunkt der Abdruckphase ($E_{Abdruck}$) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe. Der zweite Teil der Abb. stellt die Brems- und Beschleunigungsleistung dar.

Die kinetische Energie zum Zeitpunkt der Landung wird als die kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes definiert und stellt den tatsächlichen (absoluten) Grad der Belastung beim DJ dar. Die kinetische Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase wird als der Energiebeitrag zum Zeitpunkt des zweiten Bodenkontaktes (der Zeitpunkt beim Verlassen der Messdruckplatte) definiert und stellt die zur Verfügung stehende Energie unmittelbar vor dem Absprung dar (vgl. Kapitel 3.2.4).

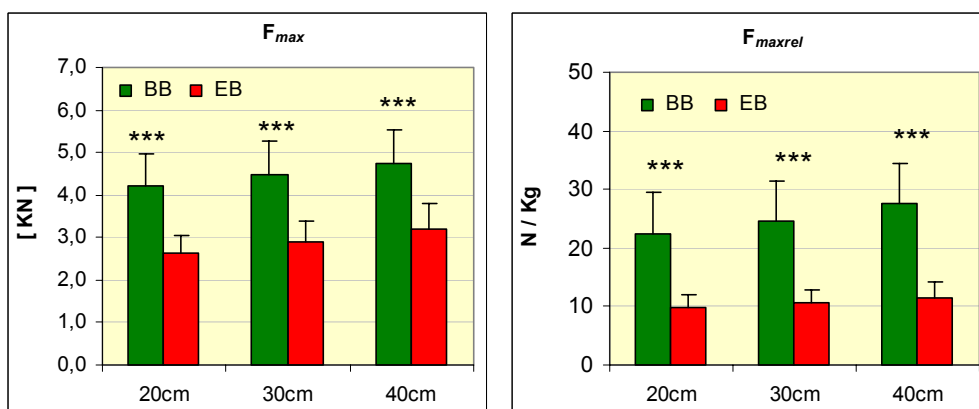


Abb. 6-11: Absolute und relative Bodenreaktionskräfte (Mittelwerte und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe

Die Abb. 6-11 stellt sowohl die absoluten als auch die relativen Bodenreaktionskräfte dar. Beide Kennwerte erhöhen sich mit der Steigerung der Dehnungsbelastung, und zwar für beide Sprungfor-

men. Die Werte der absoluten Bodenreaktionskräfte der einbeinigen Ausführung liegen zwischen 62 und 67% der beidbeinigen DJs. Einen höheren Unterschied zeigen jedoch die relativen Werte. Die einbeinigen Werte liegen zwischen 41 und 43% der beidbeinigen. Diese Unterschiede zwischen den einbeinigen und beidbeinigen Kraftwerten sind auch statistisch nachweisbar ($p \leq 0,001$).

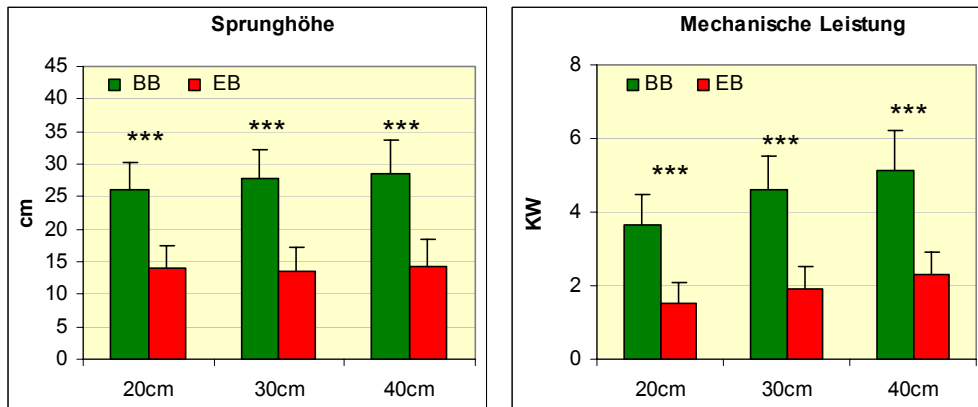


Abb. 6-12: Sprunghöhe und mechanische Leistung (Mittelwert und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe

Die Abb. 6-12 zeigt in einem Vergleich zwischen den beidbeinigen und einbeinigen DJs die realisierten Sprunghöhen und die mechanische Leistung. Beide Kennwerte unterscheiden sich zwischen der unilateralen und bilateralen Ausführung hoch signifikant. Die Sprunghöhen der einbeinigen Ausführung liegen zwischen 48,3 bis 53,8% der entsprechenden beidbeinigen Werte. Die mechanische Leistung der einbeinigen Ausführung zeigt noch deutlichere Unterschiede und erreicht Werte, die zwischen 44,6 und 47,9% der beidbeinigen Ausführung liegen.

6.5.2.2.3. Die Innervationscharakteristik der einbeinigen und beidbeinigen Drop Jumps

Relative Gesamtaktivität

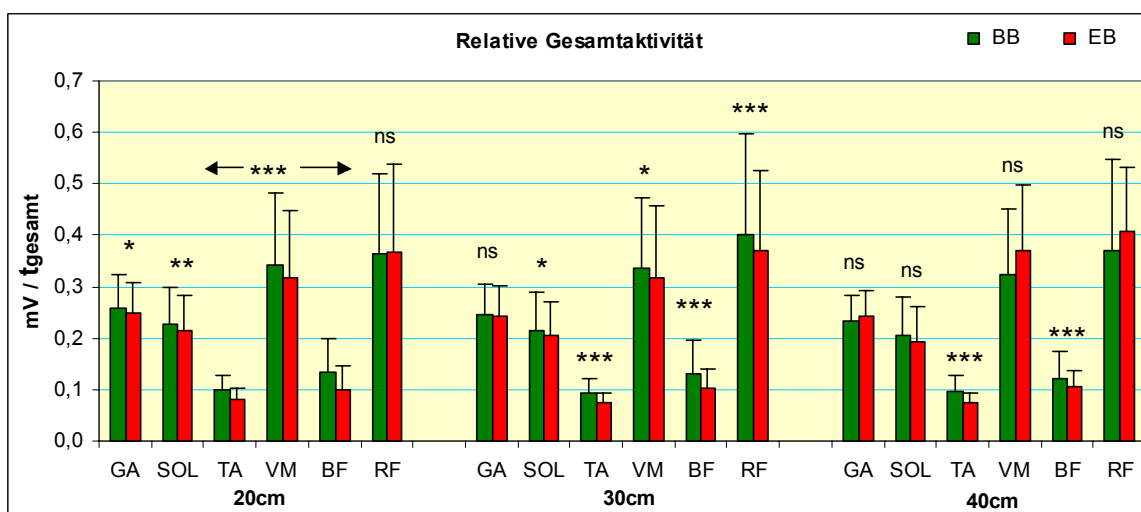


Abb. 6-13: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Gesamtaktivität für beidbeinige (grüne Balken) und einbeinige (rote Balken) Tiefsprünge

Die Unterschiede zwischen den einbeinigen und beidbeinigen Tiefsprüngen bei der relativen Gesamtaktivität sind hoch signifikant. Die beidbeinigen Werte zeigen bei allen Muskeln und Belastungsstufen eine deutliche Überlegenheit (mit Ausnahme der Belastungsstufe aus 40 cm). Die Ergebnisse der relativen Gesamtaktivität sind in Abb. 6-13 dargestellt.

Aktivitätsmaxima

Die Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase sind für beide Sprungformen uneinheitlich und zeigen nur eine leicht erhöhte Aktivität für die einbeinigen Sprünge (n.s.). Dagegen zeigen BF und teilweise GA ein deutlich höheres Aktivitätsmaximum bei den beidbeinigen Sprüngen als bei den einbeinigen ($p < 0,001 - 0,02$). Diese Ergebnisse sind in Abb. 6-14 dargestellt.

Die einbeinigen Sprünge zeigen während der Vorinnervation nur bei GA ein erhöhtes Aktivitätsmaximum im hohen Bereich (Abb. 6-14). Bei allen anderen Muskeln wie TA, VM und RF sind die beidbeinigen Werte deutlich höher als die einbeinigen. SOL zeigt zwar ein höheres Aktivitätsmaximum bei der beidbeinigen Ausführung; aber dieser Unterschied ist nicht signifikant. BF zeigt bei dieser Phase ein uneinheitliches Bild.

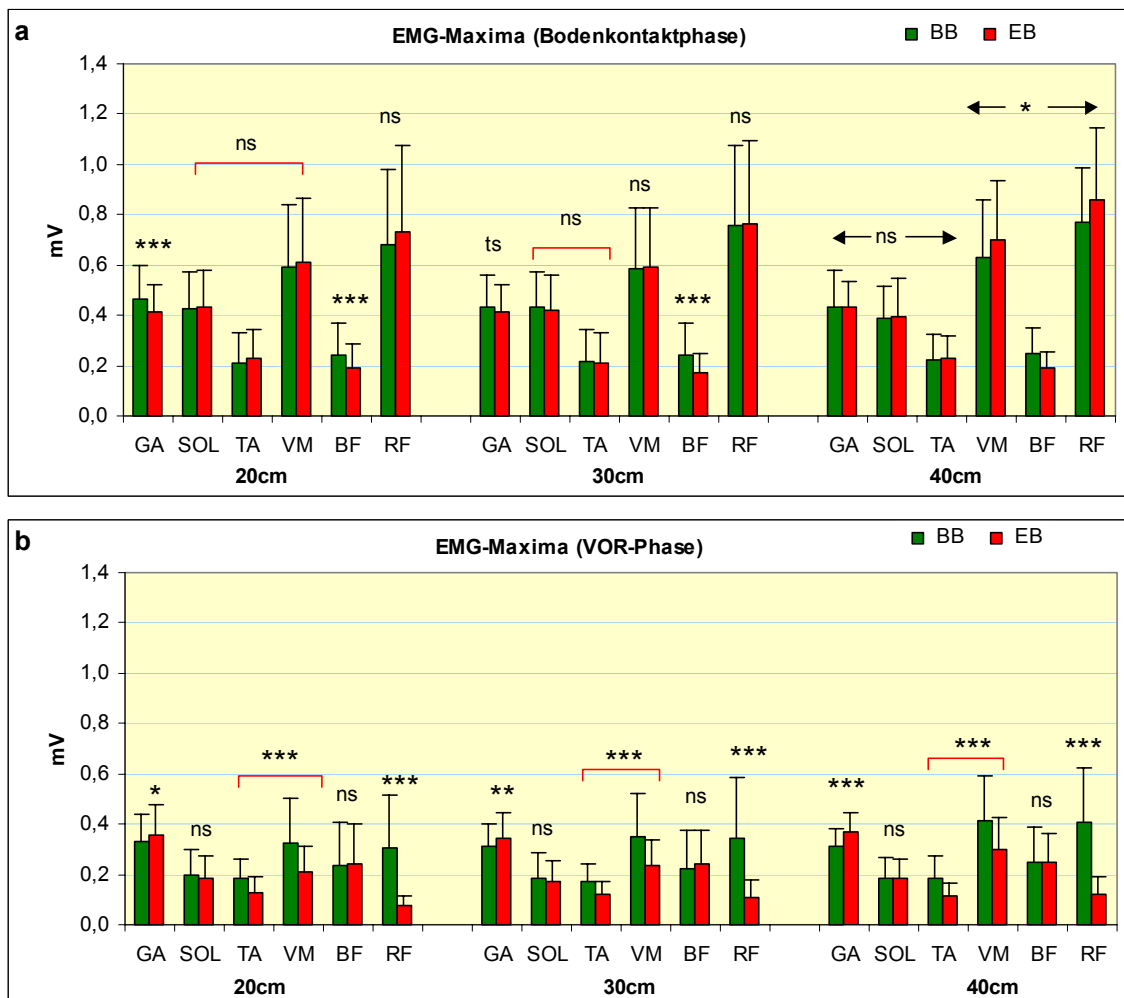


Abb. 6-14: Mittelwerte und Standardabweichungen der Aktivitätsmaxima während (a) der Bodenkontaktphase und (b) während der Vorinnervation für die beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge

Die mittleren EMG-Amplituden während der Vorinnervationsphase verhalten sich ähnlich wie ihre Aktivitätsmaxima (vgl. Abb. 6-14). Bei Betrachtung der Ergebnisse in Abb. 6-15 ist zu erkennen, dass die einbeinigen Sprünge nur bei GA höhere Werte als bei den beidbeinigen erreichen ($p < 0,01 - 0,05$). Dagegen erzielen die beidbeinigen Sprünge im Vergleich zu den einbeinigen deutlich höhere Werte bei TA, VM und RF ($p < 0,001 - 0,01$). Beide Sprungformen zeigen bei SOL und BF keine erkennbaren Unterschiede.

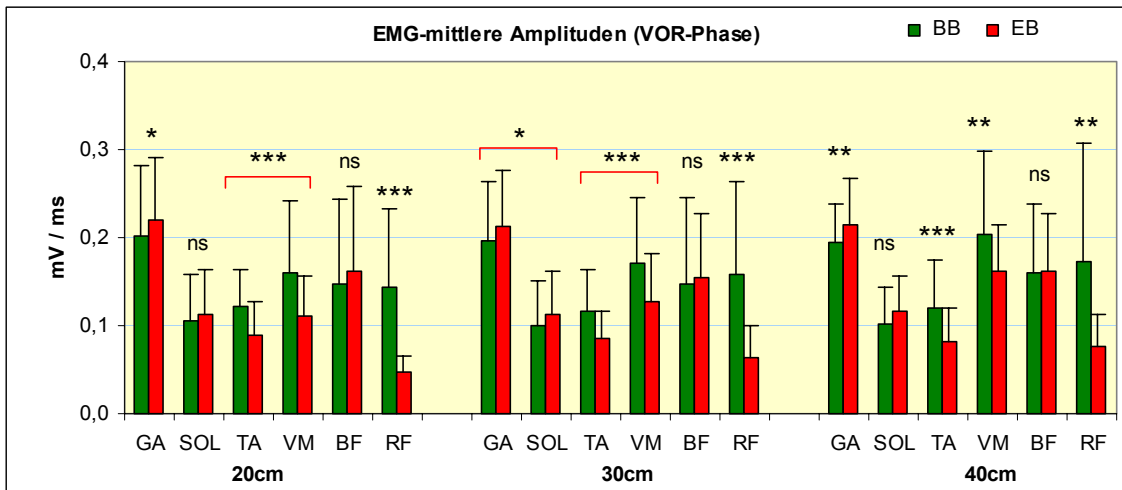


Abb. 6- 15: Mittelwert und Standardabweichung der mittleren EMG-Amplituden der Vorinnervation für die beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge

Rekrutierungszeitpunkte

Die Rekrutierungszeitpunkte der beteiligten Muskeln sind in Abb. 6-16 dargestellt. Der Rekrutierungszeitpunkt des GA, SOL und VM fällt bei der einbeinigen Ausführung etwas früher aus als bei den gleichen Muskeln während der beidbeinigen Ausführung. Der Rekrutierungsbeginn des GA und SOL differiert enorm zwischen den beiden Sprungformen. VM zeigt allerdings keinen signifikanten Unterschied. Der Rekrutierungsbeginn von TA, BF und RF findet zwar bei den beidbeinigen Sprüngen früher statt als bei den einbeinigen, die Unterschiede sind aber nicht erheblich (Ausnahme TA und RF bei 20 cm, BF bei 40 cm).

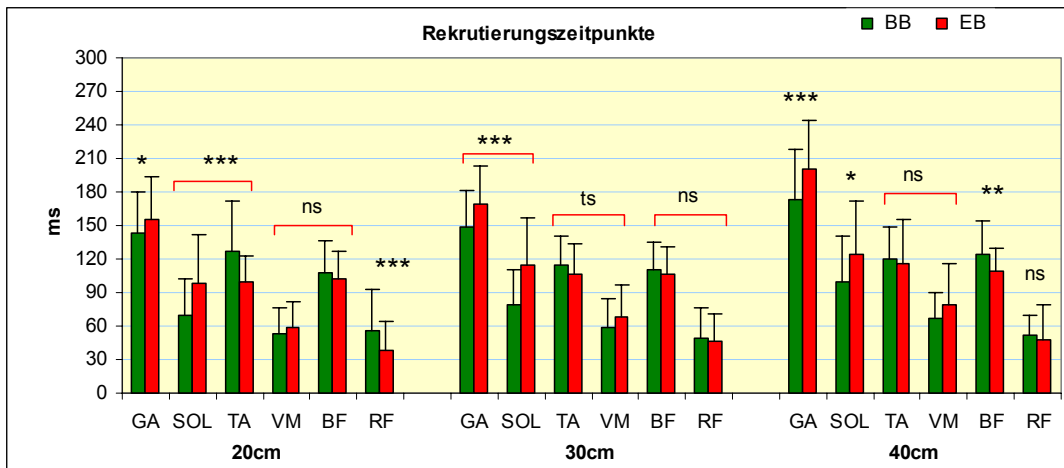


Abb. 6- 16: Mittelwert und Standardabweichung der Rekrutierungszeitpunkte (Beginn der Vorinnervation) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge

Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima

Die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase sind für die einbeinigen Sprungformen deutlich länger und unterscheiden sich von den beidbeinigen Werten hoch signifikant (vgl. Abb. 6-17). Im Gegenteil dazu zeigt BF für die beidbeinigen Sprungformen während der Bodenkontaktphase einen längeren Zeitpunkt des Aktivitätsmaximums als für die einbeinigen Werte, jedoch ist dieser Unterschied nicht groß.

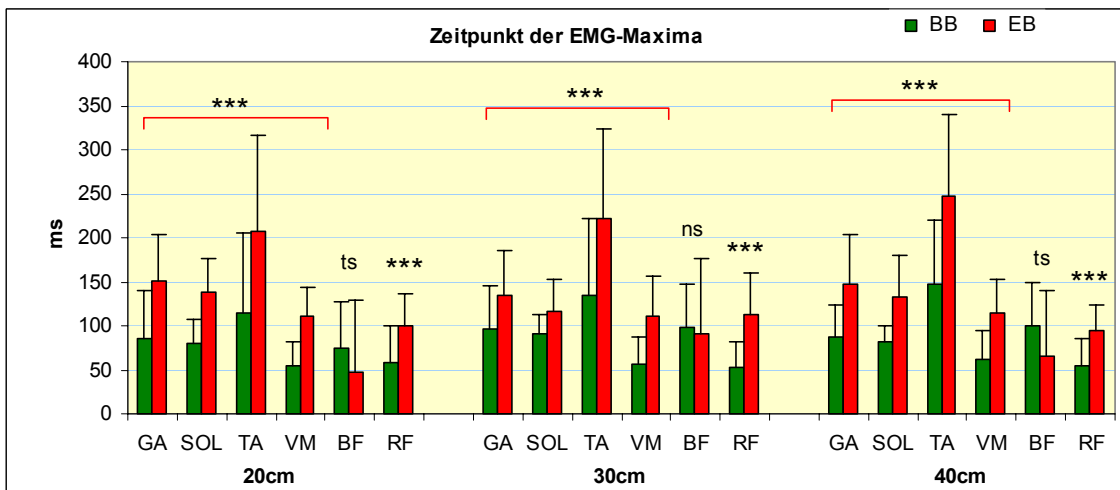


Abb. 6- 17: Mittelwert und Standardabweichung der Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase für die beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) Tiefsprünge

Funktioneller Aspekt

Der Einfluss der funktionellen Phasen auf die reaktive Leistungsfähigkeit wurde im Kapitel 5 detailliert vorgestellt. Unter anderem wurde der hohe Zusammenhang zwischen den drei funktionellen Phasen (VOR, LAT und RIA) mit dem L_{index} festgestellt und die Erkenntnis, dass eine hohe reaktive Leistungs-

fähigkeit dann auftritt, wenn der Anteil dieser drei Phasen an der Gesamtaktivität hoch ist. Anhand dieser Feststellung wird in diesem Kapitel der Anteil der funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität zwischen den beidbeinigen und einbeinigen Tiefsprüngen dargestellt.

Die Ergebnisse des funktionellen Aspektes sind in Abb. 6-18 so dargestellt, dass Rückschlüsse sowohl für jeden untersuchten Muskel als auch für jede funktionelle Phase gezogen werden können.

▪ **VOR-Phase**

Während dieser Phase differieren GA, SOL und BF zwischen den ein- und beidbeinigen DJs nicht groß. GA zeigt einen leicht erhöhten EMG-Anteil bei der beidbeinigen Ausführung, SOL und BF dagegen einen leicht erhöhten EMG-Anteil bei der einbeinigen Ausführung. Die Aktivitätsanteile des TA, VM und RF zeigen bei der beidbeinigen Ausführung erheblich höhere Werte ($p \leq 0,001$) im Vergleich zu den einbeinigen DJs.

▪ **LAT-Phase**

Alle Muskeln zeigen während dieser Phase deutlich ($p \leq 0,001$) höhere Aktivitätsanteile bei der beidbeinigen Ausführung. Besonders ausgeprägt sind die Aktivitätsanteile des VM und RF mit bis zu vierfach höheren Werten. Dagegen zeigt BF einen höheren Aktivitätsanteil ($p < 0,05$) bei den einbeinigen als bei den beidbeinigen DJs.

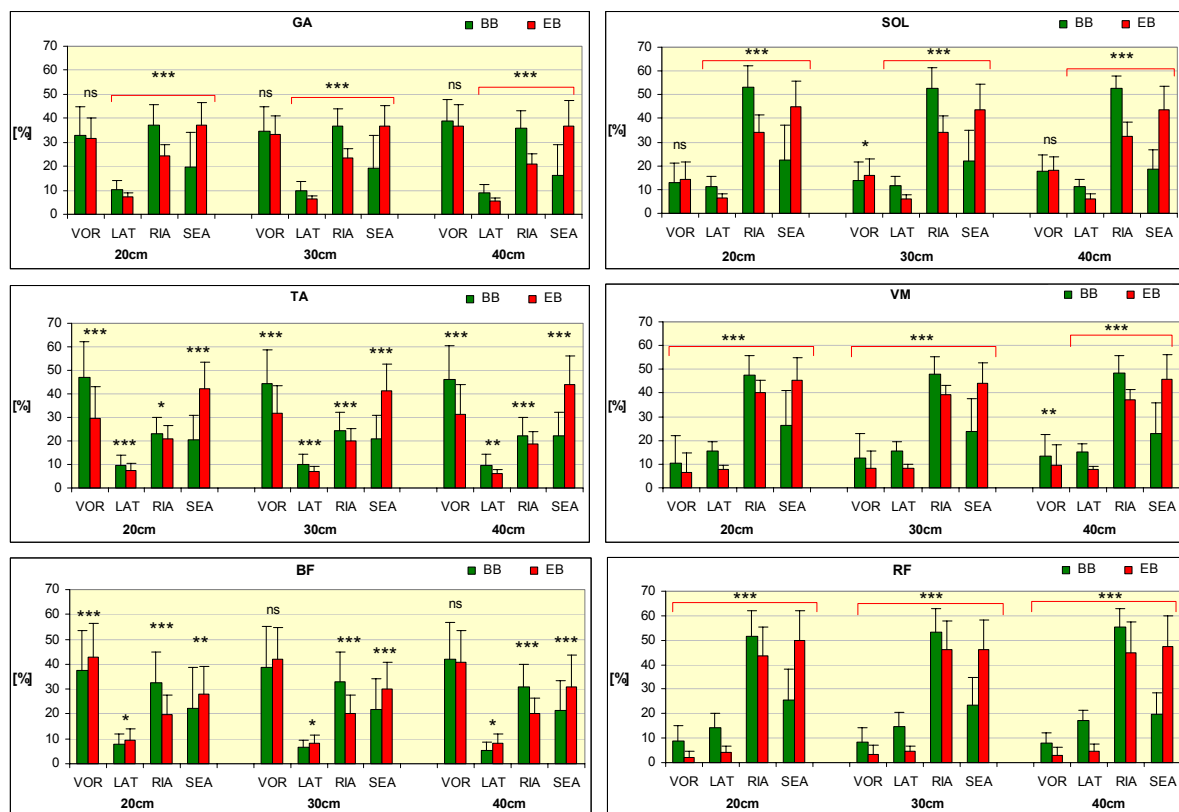


Abb. 6-18: Mittelwert und Standardabweichung der prozentualen Anteile der funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität für beidbeinige (grüne Balken) und einbeinige (rote Balken) Tiefsprünge

▪ RIA-Phase

Die Aktivitätsanteile aller Muskeln während dieser Phase sind eindeutig höher bei der beidbeinigen gegenüber der einbeinigen Ausführung ($p \leq 0,001$). SOL zeigt bei den beidbeinigen DJs einen besonders ausgeprägten Aktivitätsanteil mit Werten von ca. 52% an der gesamten Aktivität. Dagegen betragen die Aktivitätsanteile der einbeinigen DJs ca. 34%.

▪ SEA-Phase

Die einbeinigen Sprünge zeigen eine eindeutige Erhöhung der Aktivitätsanteile bei dieser Phase im Vergleich zu den Aktivitätsanteilen der beidbeinigen Sprünge. Diese Unterschiede sind sehr hoch ($p \leq 0,001$). In dieser Phase ist festzustellen, dass bei den einbeinigen Tiefsprüngen ein großer Teil der EMG-Aktivität durch die willkürliche Aktivität übernommen wird. Als Ursache des Unterschieds zwischen den ein- und beidbeinigen DJs bei der SEA-Phase können vermutlich die viel längeren Bodenkontaktzeiten der einbeinigen DJs angenommen werden.

Anhand der bisherigen Ergebnisse unterscheiden sich die ein- und beidbeinigen DJs hinsichtlich ihrer Innervationscharakteristik eher in dem zeitlichen und funktionellen Aspekt und weniger in dem Intensitätsaspekt der muskulären Aktivität. Einbeinige DJs werden aus einem „rechts“ ausgeprägten Innervationsmuster dominiert, die beidbeinigen hingegen von einem „links“ ausgeprägten Innervationsmuster.

6.5.2.2.4. Der reaktive Leistungsindex (L_{index})

Der reaktive Leistungsindex (L_{index}) als Kennwert zur Charakterisierung der reaktiven Leistungsfähigkeit ist in Abbildung 6-19 dargestellt.

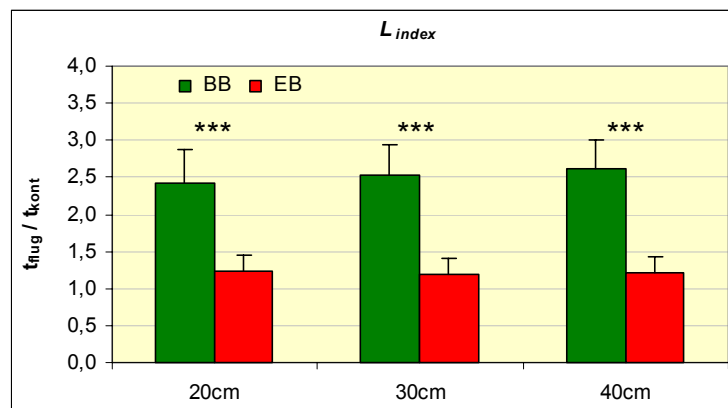


Abb. 6-19: Der reaktive Leistungsindex (Mittelwert und Standardabweichung) der beidbeinigen (grüne Balken) und einbeinigen (rote Balken) DJs aus 20, 30 und 40 cm Fallhöhe

Der L_{index} der einbeinigen DJs unterscheidet sich erheblich hinsichtlich der entsprechenden bilateralen Werte ($p < 0,001$). Der L_{index} der einbeinigen Ausführung erreicht Werte, die zwischen 46 und 51,1% der beidbeinigen Werte liegen. Es ist auffällig, dass der L_{index} der einbeinigen DJs mit steigender Dehnungsbelastung kontinuierlich sinkt, während die beidbeinigen Werte eine steigende Tendenz vorweisen können.

6.6 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse

6.6.1. Das bilaterale Defizit der isometrischen Maximalkraft

In der vorliegenden Studie liegt das BD der isometrischen Maximalkraft im negativen Bereich mit Werten um -6,9% (0,93). Diese Ergebnisse stimmen überein mit den Untersuchungsergebnissen von SECHER et al. (1988) sowie SCHANTZ et al. (1989). Das BD der beiden Untersuchungen lag im Bereich von -10%. Sowohl SECHER als auch SCHANTZ verwendeten bei ihren Studien für die Ermittlung des BD eine ähnliche Untersuchungsmethodik. Die untersuchte Muskelgruppe, die Kniewinkelposition, die Positionierung der Probanden und die Kontraktionsart der vorliegenden Untersuchung stimmten mit den jeweils gewählten Parametern der oben genannten Studien überein. Im Kapitel 6.2.1 wurden unter anderem die bisherigen Erkenntnisse über die Einflussfaktoren des BD genannt. Anhand dieser Erkenntnisse ist die Höhe des BD von der untersuchten Muskelgruppe, der Winkelstellung, der Kontraktionsart und Kontraktionsgeschwindigkeit sowie der Positionierung der Probanden abhängig (VANDERVOORT et al. 1987; SALE 1988; KOH et al. 1993; HAEKKINEN et al. 1995; MÜLLER / KIBELE 1996; TANIGUCHI 1997; KAWAKAMI et al. 1998; NAKAGAWA et al. 2000).

Der Einfluss der neuronalen Faktoren auf die Erhöhung des BD wurde anhand der mittleren EMG-Amplituden ermittelt. Bei der Betrachtung der gesamten zeitbereinigten EMG-Aktivität (Abb. 6-4) liegt die unilaterale Aktivierung höher ($p < 0,001$) als die bilaterale. Bei der Überprüfung der Beziehung bilateral/unilateral (BL/UL) in Tabelle 6-2 bestehen für die meisten beteiligten Muskeln signifikante Unterschiede mit Werten zwischen 0,67 bis 0,93. Eine Verbindung des BD mit der erhöhten unilateralen EMG-Aktivierung belegen auch andere Untersuchungen (SECHER et al. 1988) in Anlehnung an VANDERVOORT et al. (1984) sowie KIBELE / MÜLLER (1989), KOH et al. (1993), JACOBI / CAFARELLI (1998). Nach OHTSUKI (1981) zeigt die Beziehung BL/UL zwischen der isometrischen Maximalkraft und der EMG-Aktivität einen hohen Zusammenhang ($0,788 < r < 0,836$, $p < 0,001$ für männliche und $0,763 < r < 0,875$, $p < 0,001$ für weibliche Testpersonen). Bei der vorliegenden Untersuchung liegen die entsprechenden Werte für die gesamte Stichprobe im mittleren Bereich ($r = 0,547$, $p < 0,05$). Bei der Betrachtung der Kraftmaxima der sechs erfassten Zeitfenster von 0 bis 600 ms (Abb. 6-5) ist ebenfalls eine deutliche Erhöhung ($p < 0,001$) der unilateralen Werte festzustellen. Eine leichte (n.s.) Erhöhung wurde allerdings nur während des Zeitfensters der ersten 100 ms beobachtet. Die EMG-Aktivität während der sechs Zeitfenster zeigt ein uneinheitliches Bild (Tab. 6-3). Die Muskeln VM und RF zeigen bei der unilateralen Kontraktion eine niedrigere EMG-Aktivität als bei der beidbeinigen. GA und SOL dagegen weisen eine höhere EMG-Aktivität bei der unilateralen als bei der bilateralen Kontraktion auf. Nachdem andere relevante Muskeln der Knie- und Hüftstreckung wie m. gluteus maximus (GM), m. vastus lateralis (VL) oder der für die Elektromyographie nicht zugängliche m. vastus intermedius (VI) nicht erfasst werden konnten, ist die Behauptung, dass die Erhöhung der Kraftmaxima während der sechs Zeitfenster ohne eine erhöhte EMG-Aktivität verursacht wurde, nicht zu halten. Nach HÄKKINEN et al. (1985b), SALE (1988) gibt es eine positive Beziehung zwischen der Krafterhöhung und der Erhöhung der EMG-Aktivität.

Nach genauer Ansicht der vorliegenden Ergebnisse kann als eine mögliche Ursache für die Entstehung des BD der isometrischen Kraft eine reduzierte Aktivität des Typ II der motorischen Einheiten angenommen werden. Diese Annahme wird durch folgende Ergebnisse gestützt:

- Die Summe der unilateralen relativen Explosivkraftwerte unterscheiden sich enorm ($p < 0,001$) von den entsprechenden bilateralen Werten (vgl. Abb. 6-3). Das BD der relativen Explosivkraft liegt deutlich ($p < 0,001$) im negativen Bereich.
- Die Summe der unilateralen Kraftmaxima während der sechs Zeitfenster ist deutlich höher ($p < 0,001$) als die Kraftmaxima der jeweiligen bilateralen Werte. Das BD aller sechs Zeitfenster liegt im negativen Bereich mit Werten zwischen -2,8 (0,97) und -9,2 (0,91).

Durch diese Ergebnisse kann in der vorliegenden Studie eine überwiegende Aktivität des Typ II der Muskelfasern während der unilateralen Kontraktionen oder einer reduzierten Aktivität des gleichen Muskelfasertyps während der bilateralen Kontraktionen angenommen werden.

Nach der Ansicht von KIBELE et al. (1989b) und KIBELE (1991) dient die relative Explosivkraft als Parameter zur Abschätzung der schnellen Kontraktionsfähigkeit. Die Berechnung dieses Parameters in der vorliegenden Untersuchung zeigte ein negatives BD von -37,4%. Durch die Berechnung der relativen Explosivkraft konnten KIBELE et al. (1989b) feststellen, dass der Typ II der Muskelfasern bei bilateralen Muskelkontraktionen zumindest während der Kraftanstiegsphase eine geringere Aktivität als bei unilateralen Kontraktionen aufweist. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigen die Ansicht beider Autoren. VANDERVOORT et al. (1984) benutzten ebenfalls die Kraft-Geschwindigkeit- und Kraft-Zeit-Beziehung. Durch eine solche Berechnung konnte festgestellt werden, ob die jeweiligen Kontraktionen mit einem hohen Anteil von ST- oder FT-Muskelfasern ausgeführt wurden. Eine reduzierte Aktivität der schnellen motorischen Einheiten während der bilateralen Kontraktionen bestätigten auch KOH et al. (1993) sowie ODA / MORITANI (1994) mit ihren Untersuchungen.

Eine andere mögliche Ursache für das BD kann auch der Einfluss von Hemmungsmechanismen zwischen beiden Gehirnhemisphären sein. Anhand dieses Erklärungsmodells (siehe auch Kapitel 6.2.2) entstehen zwischen den beiden Gehirnhemisphären Hemmungsmechanismen, die ausgeprägter sind, wenn bilaterale Kontraktionen durchgeführt werden. Ein solcher Hemmungsmechanismus ist laut ARCHONTIDES / FAZEY (1993) das Prinzip der spiegelbildlichen Projektion. Nach diesem Prinzip führt eine schwache Stimulierung eines gegebenen Punktes auf dem Motorkortex zur Erregung der Potentiale im Spiegelbildpunkt auf der entgegengesetzten Hemisphäre. Wenn aber die Stimulierung sehr hoch ist, dann tritt eine Hemmung im Spiegelbildpunkt der entgegengesetzten Hemisphäre auf. Das kann bei simultaner beidseitiger Kontraktion der Fall sein (dazu siehe auch Kapitel 4.2.2). Eine solche Interpretation wird auch außer von ARCHONTIDES / FAZEY (1993) noch von anderen Autoren unterstützt, dazu gehören auch ODA / MORITANI (1995), TANIGUCHI (1997; 1998).

Die Wechselwirkungen beider Gehirnhemisphären, die zur Entstehung des BD beitragen können, bleiben als Erklärungsmodell sehr attraktiv. Eine solche Annahme für die vorliegende Studie kann jedoch nur unter Vorbehalt angenommen werden. Grund dafür sind fehlende Fakten dieser Untersuchung, welche auf eine solche Annahme schließen lassen. Dagegen scheint die reduzierte Aktivität der motorischen Einheiten des Typ II der Muskelfasern als Erklärungsansatz anhand des vorliegenden Datenmaterials aussagekräftiger zu sein.

6.6.2. Der Vergleich zwischen den ein- und beidbeinigen DJs

Bewegungsablauf

Ein Vergleich zwischen der ein- und beidbeinigen Ausführung bei Kontraktionen im DVZ, wie in diesem Fall der DJ, scheint anhand der vorliegenden Ergebnisse problematisch zu sein. Die Problematik eines solchen Vergleichs liegt in erster Linie an den unterschiedlichen Bewegungsabläufen beider Sprungformen. Abb. 6-8 verdeutlicht diese Problematik. Die signifikant unterschiedlichen realen Fallhöhen bedeuten, dass beide Sprungformen nicht mit der gleichen Dehnungsbelastung durchgeführt wurden. In der Regel werden die einbeinigen DJs aus einer realen Fallhöhe durchgeführt, die ca. 30% niedriger als die reale Fallhöhe der beidbeinigen DJs liegt. Die niedrigen realen Fallhöhen während des einbeinigen DJ sind durch das starke Nachgeben im Kniegelenk des Stützbeines vor dem Verlassen des Hubtisches zu erklären. Trotz der klaren Anweisung, den Hubtisch mit möglichst gestreckten Kniegelenken zu verlassen, waren die Probanden nicht in der Lage eine solche Ausführung zu realisieren. Die Angst vor einer möglichen Verletzung führte in den meisten Fällen zu einer unbewussten Senkung des Körperschwerpunktes durch das Nachgeben des Kniegelenkes. Trotz der äußerst ($p < 0,001$) niedrigen realen Fallhöhen der einbeinigen DJs und der damit reduzierten Dehnungsbelastung zeigen diese Sprünge erheblich längere Winkelamplituden ($p < 0,001$) sowie signifikant längere Bodenkontaktzeiten als die beidbeinigen DJs während der Amortisationsphase. Die Verlängerung dieser beiden Parameter bedeutet trotz der reduzierten Dehnungsbelastung im Vergleich zur bilateralen Ausführung eine mögliche Reduzierung der Muskelstiffness. Nach BOSCO (1982), GOUBEL (1987), FRICK (1993), KUITUNEN et al. (2001) bedeutet sowohl die Verlängerung der Bewegungsamplituden während der Amortisationsphase als auch die Verlängerung der Bodenkontaktzeiten eine Herabsetzung der Muskelstiffness. Zu dieser Annahme führt auch die Tatsache, dass die Aktivitätsanteile der VOR-Phase während der unilateralen Ausführung erheblich niedriger sind als die entsprechenden Aktivitätsanteile der bilateralen Ausführung (vgl. noch Abb. 6-18). Eine enge Beziehung zwischen der VOR-Phase und der Muskelstiffness wurde mehrmals in der Fachliteratur bestätigt (ANTONI et al. 1979; BOSCO et al. 1982a; KOMI 1984; AURA / KOMI 1986b; GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; AVELA et al. 1994; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995a; KYRÖLÄINEN et al. 1997; AVELA / KOMI 1998a; BRÜGGEMANN et al. 2000). Die Herabsetzung der Muskelstiffness soll als eine Strategie des neuromuskulären Systems angenommen werden und dient möglicherweise zum Schutz des tendomuskulären Systems vor der enormen Spannung während der exzentrischen Phase. Diese Strategie des neuromuskulären Systems wurde durch die verlängerten Bewegungsamplituden während der Amortisationsphase und den damit verbundenen langen Bodenkontaktzeiten realisiert. Ein starkes Nachgeben am Knie- und Sprunggelenk fängt das Körpergewicht weich ab und verhindert somit einen starken Aufprall auf dem Boden. Die Frage 3a kann dann somit als positiv beantwortet werden.

Die mechanischen Parameter

Bei der Betrachtung der mechanischen Parameter in Abb. 6-9 bis 6-12 sind hohe ($p < 0,001$) Unterschiede zwischen den beiden Sprungformen festzustellen. Die Ursachen einer solchen Differenzierung können an folgenden Faktoren liegen:

- a. dem unterschiedlichen Bewegungsablauf zwischen beiden Sprungausführungen
- b. der reduzierten Muskelstiffness während der unilateralen Ausführung

Sowohl der Bewegungsablauf als auch die Muskelstiffness können zu einer Beeinträchtigung der mechanischen Parameter führen. Nach GOLLHOFER et al. (1987a) führt die Verlängerung der Kontaktzeiten wahrscheinlich zu einer Zunahme der Zeit für den Übergang von der exzentrischen zur konzentrischen Phase und zu einer Reduktion der elastischen Potenzierung. Nach KYRÖLÄINEN et al. (1995) zeigte eine Gruppe sprungtrainierter Probanden hohe negative Korrelationen ($r = -0,79$, $p < 0,01$) zwischen den Kontaktzeiten und der mechanischen Effizienz. Die reduzierte Muskelstiffness kann die Ursache der reduzierten mechanischen Leistung sein (GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991). HORITA et al. (1996) in Anlehnung an FORD et al. (1981; 1986) erwähnen, dass die Muskelstiffness den tatsächlichen Zustand des kontraktiven Apparates des Muskels darstellt. Sie bezieht sich auf die Filamentenüberlappung zwischen Aktin und Myosin und eng auf die Kraftentwicklung.

Auch KUITUNEN et al. (2000; 2001) stellten einen engen Zusammenhang zwischen der Muskelstiffness und der Länge der Winkelamplituden sowie der Dauer der Bodenkontaktzeiten fest.

In der vorliegenden Untersuchung führen sowohl die langen Bodenkontaktzeiten als auch die niedrige Muskelstiffness während der unilateralen Sprungausführung zur Zunahme der Kopplungszeiten. Die verlängerten Kopplungszeiten gehen mit einer Verlängerung der Muskellänge einher (BOSCO 1982). Einerseits wirken sich die niedrige Muskelstiffness und andererseits die langen Kopplungszeiten und Muskellängen negativ auf den Querbrücken-Zyklus aus. Frühes Lösen der Aktomyosinfilamente, die dadurch reduzierte Anzahl der verfügbaren Querbrückenbindungen oder eine übermäßige Verlängerung der Sarkomerlänge bestimmen diesen Sachverhalt. Da sowohl die maximal mögliche Kraft als auch die Kontraktionsgeschwindigkeit eines Muskels von der Zahl der Querbrückenbindungen abhängig ist, kann eine reduzierte Anzahl von verfügbaren Querbrückenbindungen sowie eine kürzere Dauer dieser Bindungen zur Abnahme der muskulären Leistung führen (GOLDSPINK 1994). Da hohe muskuläre Leistungen nur bei einer bestimmten Sarkomerlänge erzeugt werden können, sollte die Sarkomerlänge in einem bestimmten Bereich liegen. Nach GREGOR (1993), EDMAN (1994), RÜEGG (2000) können die Sarkomere nur dann die höchste Spannung entwickeln, wenn ihre Länge zwischen 2,0 und 2,2 μm beträgt. Im Bereich der höchsten Spannung ist die Überlappung der Aktomyosinfilamente optimal, d.h. es sind mehr Querbrückenbindungen vorhanden und damit eine höhere Kraftentwicklung möglich. Eine geringere Anzahl von verfügbaren Myosinquerbrücken kann diese optimale Länge nicht halten. Die Folge ist eine Verlängerung der Muskellänge und eine Überschreitung der „short range elastic stiffness“ (FRICK 1993). Bei DVZ-Kontraktionen führt ein solcher Vorgang zu einer enormen Verlängerung der exzentrischen Phase. Eine lange Amortisationsphase führt in der Konsequenz zu einer Verlängerung des Übergangs zwischen exzentrischer und konzentrischer Phase, d.h. zu einer Verlängerung der Kopplungszeiten. Die deutlich erhöhten Bodenkontaktzeiten während der einbeinigen Ausführung deuten darauf hin, dass die einbeinige DJ mit langen Kopplungszeiten ausgeführt wurden. Nach BOSCO (1982), BOSCO et al. (1982a; 1986), KOMI et al. (1992) sind lange Kopplungszeiten mit Verlust der gespeicherten elastischen Energie und dadurch mit einer Senkung der reaktiven Leistung verbunden. Dieser Vorgang wird noch deutlicher beim Vergleich der prozentualen Unterschiede zwischen den ein- und beidbeinigen DJs in Bezug auf die energetischen Parameter. Als solche wurden die kinetische Energie zum Zeitpunkt der Landung und der Abdruckphase sowie die

Brems- und Beschleunigungsleistung berücksichtigt. Folgende Abbildung (Abb. 6-20) gibt eine Aufklärung über diese Unterschiede.

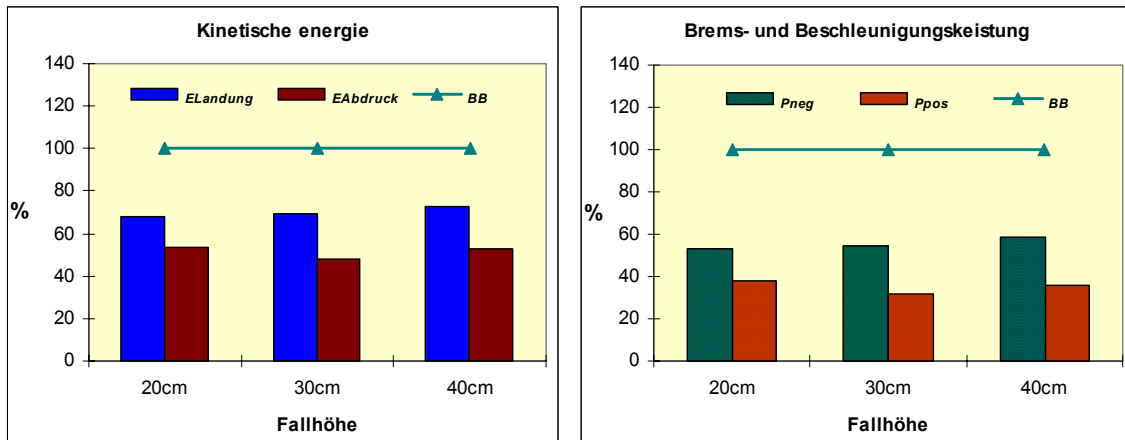


Abb. 6-20: Prozentuale Unterschiede der ein- und beidbeinigen DJs in Bezug auf die kinetische Energie sowie die Brems- und Beschleunigungsleistung

Erläuterungen: $E_{Landung}$ = kinetische Energie zum Zeitpunkt der Landung, $E_{Abdruck}$ = kinetische Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase, P_{neg} = Bremsleistung, P_{pos} = Beschleunigungsleistung, BB = beidbeiniger Wert.

Man kann bei Betrachtung der prozentualen Unterschiede (Abb. 6-20) zwischen der ein- und beidbeinigen DJs hinsichtlich der kinetischen Energie sowie der Brems- und Beschleunigungsleistung zu folgenden Feststellungen kommen:

- Die kinetische Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase erreicht 48,3 bis 53,2% des beidbeinigen Wertes und sie ist damit sehr viel niedriger als die Energie zum Zeitpunkt der Landung (68,1 und 72,9%).
- Die Beschleunigungsleistung erreicht einen niedrigen prozentualen Wert, und zwar 31,8 bis 38,1% des beidbeinigen Wertes. Die entsprechenden Werte der Bremsleistung liegen zwischen 53,0 und 58,8%.

Dieser Vergleich stützt die Funktion der erwähnten physiologischen Vorgänge und bedeutet, dass es während der einbeinigen Ausführung zu höheren Verlusten an gespeicherter elastischer Energie in der konzentrischen Phase kommt. Dies wird noch durch die mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Amortisations- und Abdruckphase bekräftigt (Abb. 6-9). Die prozentualen Werte der einbeinigen DJs liegen während der Amortisationsphase für das Sprung- und Kniegelenk jeweils zwischen 93,4 und 94,6% sowie 88,0% und -4,3% im Vergleich zu den entsprechenden beidbeinigen Werten. Die negative Zahl von -4,3% bedeutet, dass hier der einbeinige Wert höher als der beidbeinige liegt. Dagegen sind die prozentualen Werte der einbeinigen DJs während der Abdruckphase sehr niedrig. Die prozentualen einbeinigen Werte betragen für das Sprung- und Kniegelenk jeweils zwischen 18,9 und 30,1% sowie 36,6 und 46,9% im Vergleich zu den entsprechenden beidbeinigen Werten. Die niedrigen mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Extensionsphase der einbeinigen Ausführung führen dann dementsprechend zu sehr niedrigen ($p < 0,001$) Sprunghöhen (Abb. 6-12). Die prozentualen Werte in der Sprunghöhe der einbeinigen DJs liegen zwischen 48,3 und 53,3% des entsprechenden beidbeinigen Wertes. Ähnliche Unterschiede wurden auch bei anderen Untersuchungen beim Vergleich der ein- und beidbeinigen Sprünge, allerdings nicht bei reaktiven Sprüngen, festge-

stellt (VAN SOEST et al. 1985; OBENS 1993; CHALLIS 1998). Etwas höhere einbeinige Werte (83,3% des beidbeinigen Wertes) wurden bei VINT / HINRICHS (1996) ermittelt, wobei diese beiden Autoren ein- und beidbeinige Absprünge aus dem Anlauf untersucht haben. GOLLHOFER (1987) ermittelte bei einer ähnlichen Untersuchung mit ein- und beidbeinigen DJs Sprunghöhen, die 74,1% des beidbeinigen Wertes betragen. Sowohl bei der vorliegenden Untersuchung als auch bei der Untersuchung von GOLLHOFER (1987) erreichten die Bodenreaktionskräfte der einbeinigen DJs ähnliche Werte, die jeweils zwischen 62,3 und 67,4% sowie 66,2% des beidbeinigen Wertes ergaben. Die Einbeziehung der mechanischen Leistung (Abb. 6-12) zeigte, dass beide Sprungformen sich enorm voneinander unterscheiden ($p < 0,001$). Zur Berechnung dieses Parameters wurden folgende Variablen berücksichtigt (vgl. Kap. 3):

- Das Leistungsoutput (Sprunghöhe, kinetische Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase, etc.)
- Das Belastungsinput (reale Fallhöhe, Aufprallgeschwindigkeit und kinetische Energie zum Zeitpunkt der Landung)
- Der zeitliche Faktor (Relativierung des Belastungsinputs und Leistungsoutputs durch die phasenbezogenen Bodenkontaktzeiten)

Während der Ausführung der einbeinigen DJs wurden sehr niedrige ($p < 0,001$) reale Fallhöhen im Vergleich zu den beidbeinigen erzielt, was auf einen unterschiedlichen Dehnungs-Belastungs-Charakter (Belastungsinput) hinweist. Somit ist ein direkter Vergleich zwischen beiden Sprungformen nicht aufrechtzuerhalten. Ein indirekter Vergleich zwischen den ein- und beidbeinigen DJs kann allerdings anhand der mechanischen Leistung gemacht werden. Sowohl die Berücksichtigung des unterschiedlichen Belastungsinputs als auch die Relativierung der Belastungs- und Leistungsparameter durch den zeitlichen Faktor unterstützen diese Ansicht.

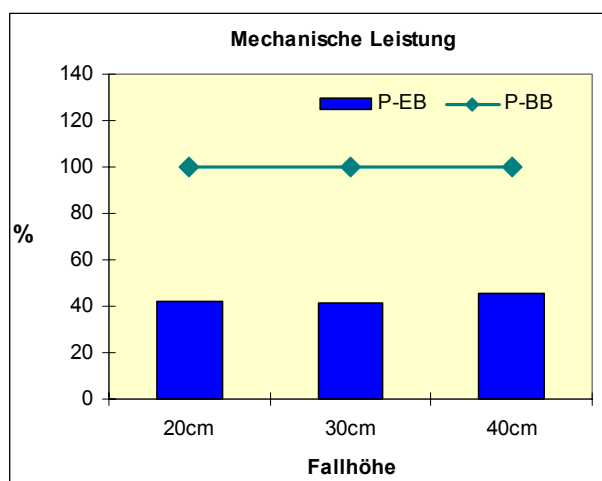


Abb. 6-21: Prozentuale Unterschiede der ein- und beidbeinigen DJs in Bezug auf die mechanische Leistung. Der beidbeinige Wert wird als 100% angegeben.

Erläuterungen: P-EB = mechanische Leistung einbeinig, P-BB = mechanische Leistung beidbeinig.

Die Abbildung 6-21 stellt einen solchen Vergleich dar. Dabei ist zu erkennen, dass die einbeinigen Werte zwischen 41,3 und 45,3% der beidbeinigen Werte betragen. Eine höhere mechanische Leistung und ein BD wie bei isometrischen und isokinetischen Kontraktionen konnte hier für den DJ nicht nachgewiesen werden.

Die elektromyographischen Parameter

Die Betrachtung der elektromyographischen Parameter beider Sprungausführungen zeigt, dass beide Sprungformen hohe Unterschiede hinsichtlich der Innervationscharakteristik aufweisen. Die gesamte relative Aktivität zeigt mit Ausnahme der 40 cm Fallhöhe während der beidbeinigen Ausführung deutlich höhere Werte als bei der einbeinigen (vgl. Abb. 6-13). Dies deutet darauf hin, dass während der beidbeinigen Ausführung eine wesentlich höhere myoelektrische Aktivität pro Zeiteinheit realisiert wurde. Die höhere Aktivität der beidbeinigen Ausführung kann eventuell einer der Gründe der höheren bilateralen Werte hinsichtlich der mechanischen Leistung sein.

Die Kennwerte des Intensitätsaspektes (Abb. 6-14) verdeutlichen, dass beide Sprungausführungen hinsichtlich der intramuskulären Koordination sich nicht sonderlich voneinander unterscheiden. Das wird zumindest für die Bodenkontaktphase angenommen. Für die Vorinnervationsphase trifft die oben genannte Aussage nicht zu, da die Mehrheit der beteiligten Muskeln höhere EMG-Maxima nur bei der beidbeinigen Ausführung aufweist. Da hohe Vorinnervationswerte mit einer hohen Muskelstiffness verbunden sind, führt eine Reduzierung der EMG-Maxima zur Herabsetzung der Muskelstiffness und damit zur Reduzierung des Spannungszustandes im tendomuskulären System. Dies wird als ein möglicher Grund zum Schutz vor einer Überbelastung angesehen. In der Literatur wird der Einfluss der Golgi-Sehnen-Organen als Ursache dieser Reduktion angenommen, weil diese Organe als Spannungsfühler mit hemmenden Ib-Afferenzen reagieren (SCHMIDTBLEICHER 1989). Wenn die Belastungen des tendomuskulären Systems zu groß sind, reagiert das Nervensystem mit einer Innervationshemmung. Die Inhibition hat zur Folge, dass keine optimale Stiffnessregulation erfolgt, wodurch die Kontaktzeiten verlängert und die erzielten Sprunghöhen niedriger werden (SCHMIDTBLEICHER 1983a; 1983b; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b). In der vorliegenden Untersuchung waren die vorgesehenen Dehnungsbelastungen für die Mehrheit der Probanden angeblich zu groß, was einerseits durch die hohen Standardabweichungen (Werte zwischen $\pm 6,6$ und $\pm 10,5$) der realisierten Fallhöhen und andererseits durch die Reduzierung der tatsächlichen Fallhöhen erkennbar ist (siehe Abb. 6-8). Im Vergleich zeigen die realen Fallhöhen der beidbeinigen DJs Standardabweichungen mit Werten zwischen $\pm 1,0$ und $\pm 2,1$ und unterscheiden sich kaum von den vorgesehenen Fallhöhen (Abb. 6-8). Ein ähnliches Bild liefert die Abbildung 6-15. In dieser Abbildung sind nur die mittleren Amplituden der Vorinnervationsphase berechnet. Außer GA und zum Teil SOL zeigen alle anderen Muskeln in der Regel signifikant niedrige Werte während der einbeinigen Ausführung.

Nachdem bei dem Intensitätsaspekt der ein- und beidbeinigen DJs wesentliche Veränderungen nur während der Vorinnervationsphase nachgewiesen wurden, zeigen die beiden Sprungformen hinsichtlich des zeitlichen Aspektes noch deutliche Unterschiede. Der zeitliche Aspekt als Kennwert zur Beurteilung der intermuskulären Koordination befasst sich mit zwei Parametern: a) dem Rekrutierungsbeginn der muskulären Aktivität und b) dem Zeitpunkt der EMG-Maxima während der Bodenkontaktphase (Abb. 6-16, 6-17). Die Abfolge der Rekrutierungszeitpunkte verläuft in der Regel bei beiden Sprungformen mit gleichem Muster. GA und SOL zeigen einen frühen Rekrutierungsbeginn bei der einbeinigen Ausführung. BF und TA dagegen erreichen ihre Rekrutierungszeitpunkte während der beidbeinigen DJs früher als bei den einbeinigen. Dies bedeutet, dass während der beidbeinigen DJs im Vergleich zu den einbeinigen, das tendomuskuläre System besser auf die bevorstehende Belas-

tung vorbereitet ist. Diese Annahme geht aus der stabilisierenden Funktion beider Muskeln bei der DJ-Ausführung hervor (vgl. auch Kapitel 4). Ein deutliches Bild liefern die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase (vgl. Abb. 6-17). Ein- und beidbeinige DJs unterscheiden sich sehr deutlich voneinander ($p < 0,001$). Bei der Betrachtung der Aktivitätszeitpunkte der einbeinigen DJs fällt auf, dass ein Teil der beteiligten Muskeln (GA und SOL) länger als 120 ms benötigt, um ihre Aktivitätsmaxima zu erreichen. Nach ALLUM (1975), LEE / TATTON (1978), KWAN et al. (1980) benötigen die mono- und polysynaptischen Reflexe eine Latenzzeit zwischen 30 und 90 ms. Es wird somit angenommen, dass die Aktivitätsanteile im EMG-Muster nach 120 ms nicht reflektorischer Herkunft sind und damit willkürlich beeinflusst werden können. Dies bedeutet, dass ein Großteil der Aktivität bei den einbeinigen DJs ohne einen wesentlichen reflektorischen Anteil stattfindet. Folgende Faktoren haben zur mangelnden Reflexaktivität beigetragen:

- Die niedrigen Vorinnervationsanteile
- Die fehlende Sensibilisierung der Muskelspindeln
- Der niedrige Anteil der Muskelstiffness
- Die reduzierte Anzahl der verfügbaren Myosinquerbrücken
- Die erhöhte Muskellänge und damit keine positiven Auswirkungen der short-range-elasticstiffness (SCHMIDTBLEICHER 1989)

Die mangelnde Reflexaktivität wird sehr deutlich bei der Ansicht der vier funktionellen Phasen bemerkbar (vgl. Abb. 6-18). Sowohl bei den Muskeln der Plantarflexion als auch bei denen der Knieextension sind die Aktivitätsanteile der RIA-Phase bei der einbeinigen Ausführung deutlich niedriger ($p < 0,001$) als die der beidbeinigen Ausführung. Die prozentualen Unterschiede während der RIA-Phase für die einbeinigen DJs liegen jeweils für die Muskeln der Plantarflexion und der Knieextension im Bereich von 60% und 80% des beidbeinigen Wertes. Während der VOR-Phase zeigen GA und SOL fast keine Unterschiede in beiden Sprungformen. Dagegen liegen die einbeinigen Aktivitätsanteile von VM und RF jeweils im Bereich von 65 und 35% des beidbeinigen Wertes. Während der SEA-Phase zeigen die einbeinigen Aktivitätsanteile eine deutliche Erhöhung gegenüber den beidbeinigen Werten für alle ermittelten Muskeln. Die prozentualen Unterschiede erreichen Werte bis zu 250% des beidbeinigen Wertes. Die gegensätzliche Verteilung der Aktivitätsanteile zwischen den ein- und beidbeinigen DJs bedeutet, dass jede Sprungform ein anderes EMG-Muster bevorzugt. Die beidbeinigen DJs weisen eine Akzentuierung der frühen Zeitphasen (VOR, LAT und RIA) des EMG-Musters vor, die einbeinigen dagegen eine Akzentuierung der späten EMG-Zeitphase (SEA). GOLLHOFER (1987) dagegen zeigt zu diesen Ergebnissen zwischen dem ein- und beidbeinigen Hüpfen sowie zwischen den ein- und beidbeinigen DJs von jeweils 72 und 100 cm Fallhöhe keine ausgeprägten Unterschiede. Im Kapitel 5 wurde gezeigt, dass eine linksbetonte Akzentuierung des EMG-Musters mit einer höheren reaktiven Leistung verbunden ist. Diese Ansicht kann die hohen prozentualen Unterschiede zwischen beiden Sprungformen hinsichtlich des reaktiven Leistungsindex erklären. Der reaktive Leistungsindex der einbeinigen DJ erreicht einen Wert zwischen 46 und 51% des beidbeinigen Wertes.

Anhand der vorgestellten Ergebnisse kann die Frage 3b positiv beantwortet werden. Der reaktive Leistungsindex stellt den aussagekräftigsten Kennwert dar, der die reaktive Leistung determiniert (dazu siehe noch Kapitel 5 sowie NEUBERT 1999; BUBECK 2002). Jedoch ist dieser Kennwert wegen der

unterschiedlichen kinematischen, mechanischen und elektromyographischen Eigenschaften der ein- und beidbeinigen DJ nicht geeignet, um beide Sprungformen miteinander zu vergleichen. Dagegen scheint ein Vergleich der beiden Sprungformen durch die Berücksichtigung der mechanischen Leistung erst möglich zu sein

Im vorliegenden Kapitel wurden die Unterschiede der ein- und beidbeinigen Kontraktionen im DVZ hinsichtlich der kinematischen, mechanischen und elektromyographischen Parameter vorgestellt. Die Verwendung des DJ als Testübung zur Ermittlung des BD zeigte wegen der unterschiedlichen kinematischen Charakteristik zwischen der ein- und beidbeinigen Ausführung Schwierigkeiten im Quantifizierungsverfahren. Durch die Berechnung der mechanischen Leistung wurden die Schwierigkeiten des Quantifizierungsverfahren relativiert. Die Einbeziehung der mechanischen Leistung zur Ermittlung des BD zeigte aber eine erkennbar erhöhte bilaterale Aktivierung. Trotz dieser Ergebnisse bleibt eine endgültige Antwort auf die Frage 3, ob auch bei Kontraktionen im DVZ ein BD nachweisbar ist, noch offen. Künftige Untersuchungen könnten dies zum Ziel haben.

Eine andere Möglichkeit, das Phänomen des BD bei Kontraktionen im DVZ nachzuprüfen, ist die Verwendung unterschiedlicher Testformen im DVZ. Solche Testformen sind unter anderem die Ausführung der Sprungformen mit Hilfe eines Schlittens (Sledge Jump System), oder einer Schaukel. Schlittensprünge wurden sehr häufig für Forschungszwecke benutzt (AURA / KOMI 1986a; KIM 1988; KYRÖLÄINEN et al. 1989; 1998; NICOL et al. 1996; HORITA et al. 1996; 1999; 2001; AVELA et al. 1999; BUBECK / GOLLHOFER 2000; KUITUNEN et al. 2001; BUBECK 2002). Als Vorteile dieses Systems können folgende Punkte genannt werden:

- Die Dehnungsbelastungsvorgaben können sowohl für die bilaterale als auch für die unilaterale Bedingung gleich gehalten werden
- Durch die geführte Bewegung bleiben starke Abweichungen beim Bewegungsablauf ausgeschlossen
- Variabilität bei der Belastungsgestaltung
- Niedriges Verletzungsrisiko

Besonders der erste Punkt ist von hoher Bedeutung, um einen Vergleich zwischen den unilateralen und bilateralen Kontraktionen herbeizuführen.

Das Schlittensprungsystem (SJS) zeigt, trotz der oben genannten Vorteile besonders hinsichtlich der Bewegungsausführung und der Belastungsgestaltung, folgende Nachteile oder Unterschiede im Vergleich zum DJ (dazu siehe auch BUBECK 2002):

- Sehr lange Kontaktzeiten und damit kein reaktives Bewegungsverhalten
- Ein rechtsgerichtetes Innervationsmuster
- Keine oder seltene Verwendung in der Sportpraxis

Trotz dieser Unterschiede, kann eine Verwendung dieses Systems zum Zweck der Vergleichbarkeit der unilateralen und bilateralen Kontraktionen möglicherweise wertvolle Informationen über die Aktivierungsmechanismen der beiden Kontraktionen im DVZ liefern.

6.7 Zusammenfassung

Die Zielsetzung des vorliegenden Kapitels war unter anderem, den Vergleich zwischen den unilateralen und bilateralen Kontraktionen im DVZ zu unternehmen und damit die Möglichkeit, das BD bei Kontraktionen im DVZ zu ermitteln. Als Erstes wurde das BD der isometrischen und isokinetischen Kontraktionen anhand des bisherigen Literaturstandes vorgestellt. Aus bisherigen Studien geht hervor, dass dieser Kennwert sehr variabel angesichts einer Reihe von Ermittlungsbedingungen ist. So ist festzustellen, dass der Ausprägungsgrad des BD von der Kontraktionsgeschwindigkeit, der ermittelten Muskelgruppe, der Winkelamplitude, dem sportartspezifischen Niveau und der verwendeten Messeinrichtung abhängig ist. Für die Entstehung dieses Phänomens bei isometrischen und isokinetischen Kontraktionsformen wurden drei Erklärungsmodelle vorgestellt:

- a) Entstehung durch die reduzierte Aktivität der langsamen (ST) motorischen Einheiten
- b) Entstehung durch die reduzierte Aktivität der schnellen (FT) motorischen Einheiten
- c) Entstehung durch die Wechselwirkungen und/oder Wechselbeziehungen zwischen beiden Gehirnhälften

Die teilnehmenden Personen (n = 41) dieser Studie zeigten ein BD im Wert von -6,9%. Als Hauptursache wurde anhand des vorliegenden Datenmaterials das zweite Erklärungsmodell favorisiert.

Anhand der Vorkenntnisse über das BD bei den isometrischen und isokinetischen Kontraktionen wurde im zweiten Teil dieses Kapitels die Gegenüberstellung bilateraler und unilateraler Kontraktionsformen im DVZ unternommen. Als Testübung diente der ein- und beidbeinige DJ. Bei dem Vergleich beider Sprungformen hat sich herausgestellt, dass ein- und beidbeinige DJs enorme Unterschiede hinsichtlich ihrer kinematischen, mechanischen und elektromyographischen Kennziffer aufweisen. Als Hauptursachen der enormen Unterschiede beider Sprungausführungen wurden unter anderem die geringe Ausprägung der Muskelstiffness, der Einfluss hemmender Mechanismen und die geringe Belastungsverträglichkeit der einbeinigen Ausführung im Vergleich zu der beidbeinigen genannt. Alle diese Faktoren führten zu einer enorm niedrigen ($p < 0,001$) reaktiven Leistungsfähigkeit der einbeinigen Ausführung gegenüber der beidbeinigen. Die Frage, ob das BD auch bei den Kontraktionen im DVZ nachweisbar ist, konnte anhand des vorliegenden Quantifizierungsverfahren und wegen der grundlegenden Unterschiede zwischen beiden Sprungformen nicht beantwortet werden. Trotz dieser Unterschiede konnte die mechanische Leistung zwischen den ein- und beidbeinigen DJs verglichen werden. In diesem Fall war die Unterlegenheit der unilateralen Aktivierungsfähigkeit gegenüber der bilateralen deutlich. Diese Aussagen beziehen sich nur auf den DJ und können deshalb nicht verallgemeinert werden. Aus diesem Grund ergibt sich die Notwendigkeit für weitere zukünftige Untersuchungen.

7. TRAININGSBEDINGTE ADAPTATIONEN IM DEHNUNGS-VERKÜRZUNGS-ZYKLUS (DVZ)

7.1 Trainierbarkeit und Ermüdungserscheinungen im DVZ

Der Einfluss der neurophysiologischen und mechanischen Parameter auf die reaktive Leistungsfähigkeit wurde in den Kapiteln 2 und 5 detailliert beschrieben. Im Kapitel 5 wurde einerseits der positive Zusammenhang des „*linksgerichteten*“ Innervationsmusters und andererseits der positive oder negative Zusammenhang relevanter mechanischer Parameter mit der reaktiven Leistungsfähigkeit dargestellt.

Zielsetzung dieses Kapitels ist es, systematisch die neuronalen und muskelphysiologischen Anpassungseffekte beim Training der reaktiven Kraftfähigkeiten auf unterschiedliche Belastungsreize und -umfänge hin zu untersuchen. In dieser Hinsicht werden die Auswirkungen reaktiver Sprungformen mit einer intensiven und extensiven Belastungscharakteristik auf die reaktive Leistungsfähigkeit ermittelt.

Nach GOLLHOFER et al. (1987a; 1989), KIM (1988), FRICK (1993), HORITA et al. (1996), NICOL / KOMI (1996), AVELA / KOMI (1998a), STROJNIK/ KOMI (1998), HORITA et al. (2001) führt der Einsatz reaktiver Trainingsformen mit hohen Belastungsumfängen zu Ermüdungserscheinungen. Da Trainingsformen mit einer extensiven Belastungscharakteristik durch lange Dauer und hohe Umfänge gekennzeichnet sind (GROSSER et al. 1986; SCHOLICH 1988; KENT / ROST 1996), wird aus diesem Grund als eine weitere Zielsetzung dieses Kapitels das Ermüdungsverhalten bei Kontraktionen im DVZ untersucht.

In der sportwissenschaftlichen Forschung sind besonders die Auswirkungen reaktiver Trainingsformen mit hohen Belastungsumfängen bei langfristigen Einsätzen nicht bekannt. Dabei wären nicht nur Forschungsergebnisse zu dieser Thematik aus trainingspraktischer Sicht sehr aussagekräftig, sondern auch gewisse Erwartungen aus dem sportwissenschaftlichen Bereich erfüllt (vgl. auch KOMI 1994, S. 181) [...] *„Während es nicht unbedingt überraschend ist, daß sich in der Literatur keine Angaben zur Frage der Ermüdung bei Bewegungsabläufen nach dem Muster von Dehnung/Verkürzung finden, ist es schon erstaunlich, dass sich bisher auch noch niemand mit der Frage beschäftigt hat, wie sich ein vorwiegend aus solchen Bewegungsabläufen bestehendes Trainingsprogramm über mehrere Wochen, bzw. Monate auswirkt.“*

Die nachfolgenden Abschnitte befassen sich mit den bisherigen Literaturkenntnissen über den Einsatz reaktiver Trainingsformen sowie ihre Auswirkungen auf die reaktive Leistungsfähigkeit aus einer kurz- und langfristigen Sicht. Zu dem werden noch die Auswirkungen von bis zu Erschöpfung durchgeführten Bewegungsabläufen in Form eines DVZ auf die reaktive Leistungsfähigkeit dargestellt. Diese Auswirkungen auf die reaktive Leistungsfähigkeit beziehen sich sowohl auf die Zeit unmittelbar nach Beendigung des Ermüdungstreatments als auch nach kurzfristiger Regenerationszeit.

7.1.1. Trainingsspezifische Anpassungen im DVZ – Literaturübersicht

Der DVZ als die natürlichste Kontraktionsform der menschlichen Bewegung steht seit der Annahme von WERSCHOSHANSKIJ im Jahr 1972 über der Eigenständigkeit dieser Kraftdimension im Mittel-

punkt der sportwissenschaftlichen Forschung. Dabei sind sowohl aus wissenschaftlicher als auch aus trainingspraktischer Sicht zwei Untersuchungsschwerpunkte von hoher Relevanz:

1. Die Einflussfaktoren der reaktiven Leistungsfähigkeit
2. Der Einsatz reaktiver Trainingsformen und ihre Auswirkungen auf die reaktive Leistungsfähigkeit

Dabei kann festgestellt werden, dass weder über die Einflussfaktoren noch über die Trainingsadaptationen durch den Einsatz reaktiver Sprungformen in der Sportwissenschaft eine einheitliche Meinung besteht (siehe Kap. 2). Dieses Kapitel analysiert und stellt die Anpassungserscheinungen durch den Einsatz reaktiver Sprungformen mit unterschiedlichen Belastungscharakteristiken dar. Außerdem werden als Ergebnis der langfristigen Adaptationsmechanismen die Unterschiede hinsichtlich des Ausprägungsgrades der reaktiven Leistungsfähigkeit zwischen Trainierten und Untrainierten und besonders zwischen Athleten mit unterschiedlichem Trainingshintergrund (schnellkraftorientierte Athleten vs. ausdauerorientierten Athleten) dargestellt und diskutiert. Vor allem werden diese Anpassungserscheinungen dargelegt, die in der Mehrheit der Studienergebnisse einheitlich sind, welche zu einer allgemeinen Akzeptanz der Anpassungserscheinungen der reaktiven Trainingsformen führen können.

In den nachfolgenden Tabellen (Tab. 7-1, 7-2 und 7-3) sind Längsschnittstudien mit der Zielsetzung der Verbesserung der Sprungleistung dargestellt.

Tab. 7-1: Längsschnittstudien zum reaktiven Sprungkrafttraining und Krafttraining und ihre Auswirkungen auf die Sprungfähigkeit und/oder reaktive Leistungsfähigkeit

Autor	Titel	Probanden	Trainingsmethoden und Trainingsformen	Trainingsdauer Trainingshäufigkeit	Überprüfte Kennwerte
VIITASALO et al. (1981)	Untersuchung von Trainingswirkungen auf die Krafterzeugung und Sprunghöhe.	37 Männer im Alter von 21 bis 25 Jahre.	Gruppe 1: 75% ECC 25% CON Gruppe 2: 50% ECC 50% CON Gruppe 3: CON Gruppe 4: DJ aus 40 cm Gruppe 5: DJ aus 25 cm mit Gummiband	Die ersten 3 Gruppen: 3 mal die Woche 12 Wochen lang mit Kniebeuge von 80 bis 100% (CON) und 100-130% (ECC). Die Gruppe (CON): 1 bis 3 Wdh. Die Gruppen 4 & 5: 5 mal 6 Sprünge und die letzten 5 Wochen 6 mal 8 Sprünge.	Konzentrische und isometrische Maximalkraft. Sprunghöhe (DJ).
BOSCO, C. / PITTERA, C. (1982)	Zur Trainingswirkung neu entwickelter Sprungübungen auf die Explosivkraft.	25 Volleyballspieler im Alter von 20 bis 26 Jahre.	CMJ und HDJ (Hockfallsprünge mit großen Winkelamplituden ca. 90° und 110°). 300 bis 500 HDJ wöchentlich. 100 bis 170 HDJ pro TE.	8 Wochen.	SJ und CMJ ohne und mit 10, 16 und 20 kg Zusatzgewicht. Sprunghöhe.
HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. (1985a)	Changes in electrical and mechanical behavior of leg extensor muscles during heavy resistance strength training.	Experimentalgruppe: 11 Männer im Alter von 25,6 Jahre. Kontrollgruppe: 8 Männer im Alter von 27,6 Jahre.	Tiefe Kniebeuge mit 70-100% (1 bis 10 Wdh.). ECC Kontraktionen (3-5 Wdh.) mit 100-120% des CON-Maximums.	24 Wochen Training 3 mal die Woche dann 12 Wochen Pause.	Kraft-Zeit-Kurven. CON Kraftmaximum. SJ und CMJ ohne und mit 20,40,60,80 und 100 kg. DJ aus 20, 40, 60, 80 und 100 cm. EMG von VM, VL und RF.
HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. (1985b)	Effect of explosive type strength training on electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles during concentric and various stretch-shortening cycle exercises.	10 trainierte Männer im Alter von 20-35 Jahre.	(1) CMJ mit 10-60% Zusatzgewicht des Kraftmaximums, (2) 5er-Hop beidbeinig, (3) 5er Hürdensprünge beidbeinig, (4) DJ aus 30-60 cm Fallhöhe und (5) DJ mit Gewichtsentslastung (100 bis 200 Sprünge pro TE). Kraftübungen für Rumpf, Beine und Arme mit 60-80%.	24 Wochen Training 3 mal die Woche dann 12 Wochen Pause.	Kraft-Zeit-Kurven. CON Kraftmaximum. SJ und CMJ ohne und mit 20, 40, 60, 80 und 100 kg. DJ aus 20, 40, 60, 80 und 100 cm. EMG von VM, VL und RF. Flug- und Kontaktzeiten, die Absprunggeschwindigkeit, die mittlere Kraft, die mittlere mechanische Leistung, die mittlere Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes.
HAEKKINEN et al. (1985b)	Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles.	Experimentalgruppe: 10 trainierte Männer im Alter von 27,1 Jahre. Kontrollgruppe: 8 Männer.	(1) CMJ mit 10-60% Zusatzgewicht des Kraftmaximums, (2) 5er-Hop beidbeinig, (3) 5er Hürdensprünge beidbeinig, (4) DJ aus 30-60 cm Fallhöhe und (5) DJ mit Gewichtsentslastung (100 bis 200 Sprünge pro TE). Kraftübungen für Rumpf, Beine und Arme mit 60-80%.	24 Wochen Training 3 mal die Woche dann 12 Wochen Pause.	Die isometrische Maximalkraft. Die Kraft-Zeit-Kurven. Die EMG-Aktivität von RF, VM und VL. Muskelbiopsie und FT/ST Beziehung. Anthropometrische Parameter.

Bemerkungen:

ECC = exzentrische Kontraktion, CON = konzentrische Kontraktion, TE = Trainingseinheit, Wdh. = Wiederholungen, VM = m. vastus medialis, VL = m. vastus lateralis, RF = m. rectus femoris, FT = fast twitch (schnelle Muskelfaser), ST = slow twitch (langsame Muskelfaser), SJ = Squat Jump, CMJ = Countermovement Jump, DJ = Drop Jump.

Tab. 7-2: Längsschnittstudien zum reaktiven Sprungkrafttraining und Krafttraining und ihre Auswirkungen auf die Sprungfähigkeit und/oder reaktive Leistungsfähigkeit

<i>Autor</i>	<i>Titel</i>	<i>Probanden</i>	<i>Trainingsmethoden und Trainingsformen</i>	<i>Trainingsdauer Trainingshäufigkeit</i>	<i>Überprüfte Kennwerte</i>
SCHMIDTBLEICHER et al. (1987)	Auswirkungen eines Tiefsprungtrainings auf die Leistungsfähigkeit und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur.	9 Männer im Alter zwischen 18 und 24 Jahre.	DJ (3 Sätze je 20 Sprünge), Serienpause 5 min. Die Fallhöhe war so hoch wie die SJ Sprunghöhe.	4 Wochen Training 4 mal wöchentlich.	SJ. DJ aus 32, 40, 48 und 56 cm. Die Bodenreaktionskräfte. EMG von GA, SOL, VM und VL. Die Potenzierung durch die Gleichung: DJ/SJx100. Die Sprunghöhe und die Bodenkontaktzeiten.
TEGTMEIER, J. (1987)	Reaktives Bewegungsverhalten vor und nach einem 4-wöchigen Sprungkrafttraining.	10 Männer im Alter von 18 bis 24 Jahre.	DJ (3 Sätze je 20 Sprünge), Serienpause 5 min. Die Fallhöhe war so hoch wie die SJ Sprunghöhe.	4 Wochen Training 3 mal wöchentlich.	Iso. Maximalkraft der Knieextension. SJ. CMJ. DJ aus 32, 40, 48 und 56 cm. EMG folgender Muskeln: GA, SOL, VM und VL. Die Potenzierung. Die Sprunghöhe und die Bodenkontaktzeiten.
KYRÖLÄINEN et al. (1989)	Prolonged power training of stretch-shortening cycle exercises in females. Neuromuscular adaptation and changes in mechanical performance of muscles.	Experimentalgruppe: 9 Studentinnen im Alter von 24,6 Jahre. Kontrollgruppe: 9 Frauen im Alter von 22,4 Jahre.	Schlittensprünge. Hürdensprünge. DJ aus 40 und 60 cm. CMJ. 5er-Hop. Beinkraft mit 40% bis 80%. 100 bis 250 Sprünge pro TE.	4 Monate Training 3 mal wöchentlich.	SJ auf dem Schlitten (90° Kniewinkel). Kontraktionen im DVZ auf dem Schlitten aus 20, 40, 60 und 100 cm Höhe. Absprunggeschwindigkeit. Mittlere Winkelgeschwindigkeit des Knie- und Sprunggelenkes. EMG von GA, SOL, VM und VL. Anthropometrische Parameter.
MÜLLER, E. / WACHTER, E. (1989)	Trainingsmethoden zur Verbesserung der speziellen Sprungkraft von Schispringern.	16 Schispringer im Alter von 16,7 des B, C oder Landeskaders (Österreich).	Muskelhypertrophie: 70-80%, 6-10 Wdh. 3 Sätze. IK-Training: 90-100%, 4-1 Wdh. 2 Sätze. Hüpfen: 3 mal 30. DJ50 3-5 mal 6. SJ, 3er- und 5er-Hop, Hürdensprünge aus der Anfahrhocke, Absprungimitationen mit Partner, Absprünge am Imitationsgerät alle 6-10 Sätze mal 6-10 Sprünge.	10 Wochen Training 4 mal wöchentlich.	Anthropometrische Parameter. Jump and reach Test. Standweitsprung. Hürdensprung mit 3 m Anlauf. Schisprungimitationen (am Imitationsgerät). CMJ. Iso. Maximalkraft der Knie und Hüftgelenkmuskulatur (Kniewinkel 90°).
HORTOBÁGYI et al. (1990)	Comparison of two stretch-shorten exercise programmes in 13-year-old boys: non-specific training effects.	40 Schulkinder im Alter von 13,4 Jahre.	Vertikale und horizontale Sprünge. 160 Sprünge wöchentlich (erste Woche) bis auf 360 (zehnte Woche).	10 Wochen Training 2 mal wöchentlich.	Anthropometrische Daten. Medizinballwurf über den Kopf nach hinten. Standweitsprung. 5er Sprunglauf. Jump and reach Test. Einbeiniger Sprung in die vertikale Richtung aus drei Anlaufschritten.

Bemerkungen:

GA = m. gastrocnemius, SOL = m. soleus, IK-Training = intramuskuläres Koordinationstraining. Für weitere Abkürzungen siehe Tabelle 7-1.

Tab. 7-3: Längsschnittstudien zum reaktiven Sprungkrafttraining und Krafttraining und ihre Auswirkungen auf die Sprungfähigkeit und/oder reaktive Leistungsfähigkeit

<i>Autor</i>	<i>Titel</i>	<i>Probanden</i>	<i>Trainingsmethoden und Trainingsformen</i>	<i>Trainingsdauer Trainingshäufigkeit</i>	<i>Überprüfte Kennwerte</i>
KYRÖLÄINEN et al. 1991	Effects of power training on neuromuscular performance and mechanical efficiency.	Experimentalgruppe: 9 Frauen im Alter von 19 bis 32 Jahre. Kontrollgruppe: 9 Frauen.	Schlittensprünge. Hürdensprünge. DJ aus 40 und 60 cm. CMJ. 5er-Hop. Beinkraft mit 40% bis 80%. 100 bis 250 Sprünge pro TE.	4 Monate Training 3-mal wöchentlich.	CON, ECC und DVZ Kontraktionen auf dem Schlitten (90° Kniewinkel). Winkelamplituden und Winkelgeschwindigkeiten des Knie- und Sprunggelenkes. EMG von GA, SOL, VM und VL. Muskelbiopsie. Ermittlung der mechanischen Effizienz.
VOIGT et al. (1998)	Changes in the excitability of soleus muscle short latency stretch reflexes during human hopping after 4 weeks –of hopping training.	6 Männer im Alter von 28 Jahre.	Seilsprünge (3 mal wöchentlich) für die Entwicklung der Sprungausdauer und Sprungfähigkeit. Sprünge (1 mal wöchentlich): a) mit beliebiger Kontaktzeit (PCT) und b) mit kurzer Kontaktzeit (SCT).	4 Wochen Training 4-mal wöchentlich.	Bodenreaktionskräfte. Sprung- und Kniewinkel. Kinematische Analyse. Hoffmann Reflex des SOL. Der Sehnenreflex in Ruhe. Der bewegungsgeführte Dehnungsreflex (movement induced short latency reflex) MSR. Das EMG von GA, SOL und TA.
NEUBERT, A. (1999)	Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven Bewegungsverhaltens.	9 Sportstudenten und 4 Sportstudentinnen im Alter von 24 Jahre.	DJ (23 Sprünge) aus 16 bis 40 cm Fallhöhe. Seriensprünge 3 mal 10 oder 3 mal 5.	4 Wochen Training 3-mal wöchentlich.	Iso. Kraftmaximum. SJ und CMJ. DJ aus 16, 24, 32, 40, 48 und 56 cm. EMG von GA, SOL, TA und RF.
KYRÖLÄINEN et al. (2001)	Effect of power training on muscle structure and economy in jumping.	Experimentalgruppe: 13 Männer. Kontrollgruppe: 10 Männer.	DJ. Hürdensprünge. Hüpfen.	15 Wochen Training 2-mal wöchentlich.	Intensive und submaximale Schlittensprünge. Die externe mechanische Arbeit. EMG Aktivität. Muskelbiopsie.

Bemerkungen:

TA = m. tibialis anterior. Für weitere Abkürzungen siehe Tabelle 7-1.

VIITASALO et al. (1981) testeten insgesamt 5 Gruppen mit insgesamt 37 Probanden. Sie stellten fest, dass die Methoden der Maximalkraftentwicklung keine besondere Rolle auf die Entwicklung der Sprungleistung des DJ spielen. Dagegen brachte das Training mit reaktiven Sprungformen eine signifikante Entwicklung der Sprungleistung (Sprunghöhe), aber keine Steigerung der maximalen Kraffähigkeit. Nach Ansicht der Autoren führt das reaktive Sprungtraining möglicherweise zu einer Veränderung der Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten, die dann die Kontraktionsmerkmale des ganzen Muskels beeinflussen können.

BOSCO / PITTEA (1982) testeten im Rahmen einer Vorbereitung der italienischen Volleyballnationalmannschaften der Männer (Experimentalgruppe) und der Studenten (Kontrollgruppe) eine neue DJ-Sprungübung. Die getestete Übung war der HDJ (Hockfallsprung mit großen Winkelamplituden, ca. 90° und 110°), bei den HDJ, wurden Absprung und Landung in der Hocke durchgeführt. Nach der Trainingsphase zeigte die Experimentalgruppe zwar eine erhebliche Verbesserung der Sprunghöhe,

allerdings nur bei den SJ und CMJ. Da keine Überprüfung der Sprungleistung beim DJ stattgefunden hatte, konnten auch keine Rückschlüsse auf die reaktive Leistung gezogen werden.

Das Ziel der Untersuchung von HAEKKINEN / KOMI (1985a) war, die Auswirkungen des Intensiven Krafttrainings auf die elektromechanischen Parameter der Muskulatur der Beinextension während der Ausführung konzentrischer und DVZ-Kontraktionen zu messen. Nach der langen Trainingsphase (24 Wochen) erreichten die Probanden erhebliche Steigerungen bei der Sprunghöhe des SJ und CMJ aber keine erkennbaren Unterschiede bei der Sprunghöhe des DJ. Diese Ergebnisse stimmen mit den Ergebnisse von VIITASALO et al. (1981) gut überein.

HAEKKINEN / KOMI (1985b) zeigten, dass eine Kombination aus Kraftübungen und reaktiven Sprungformen die Sprungleistung bei den DJs nach 24 Wochen enorm steigern kann. Allerdings wurde auch bei dieser Arbeit nur die Sprunghöhe als Leistungsparameter genannt. Die Sprunghöhe zeigte hohe Korrelationen mit dem EMG von VM, VL und RF ($0,73 < r < 0,80$).

HAEKKINEN et al. (1985b) zeigten ebenfalls bei einer Kombination aus Kraftübungen und reaktiven Sprungformen eine Verbesserung der Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur der Beinextension. Die Kontraktionsgeschwindigkeit korreliert gut mit der Erhöhung der neuronalen Aktivität in der ersten Aktivitätsphase und dem prozentualen Anteil der FT-Fasern.

SCHMIDTBLEICHER et al. (1987) und TEGTMEIER (1987) konnten bei einer fast identischen Untersuchung innerhalb von vier Wochen gute Steigerungsraten erzielen. Die Probanden reduzierten ihre Bodenkontaktzeiten und erhöhten ihre Sprunghöhe. Diese Veränderung war mit einer enormen Steigerung der EMG-Gesamtaktivität verbunden. Außerdem wurde eine Akzentuierung der EMG-Aktivität während der VOR- und RIA-Phase und eine Reduzierung während der SEA-Phase festgestellt.

Das Ziel der Untersuchung von KYRÖLÄINEN et al (1989) war, die Leistung und die Auswirkungen auf das neuromuskuläre System bei Frauen nach einer langen Trainingsphase mit Trainingsformen im DVZ zu ermitteln. Nach der Trainingsphase zeigten die Frauen eine höhere Absprunggeschwindigkeit. Die Kontaktzeiten wurden jedoch nicht verändert. Die mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Kniegelenkes während der Extension wurden signifikant erhöht. Das IEMG von GA und SOL blieb unverändert, das IEMG von VL und VM veränderte sich leicht. Es wurde eine hohe Korrelation zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Absprunggeschwindigkeit und der $\Delta\%$ des IEMG von VM und VL während der exzentrischen Phase ($r = 0,81$, $p < 0,01$) festgestellt.

Die Frauen konnten ihr Höchstniveau im Vergleich zu den Männern etwas früher erreichen und zeigten größere interindividuelle Unterschiede hinsichtlich der Trainierbarkeit als die Männer.

MÜLLER / WACHTER (1989) untersuchten die Entwicklung der allgemeinen und speziellen Sprungkraft durch die Verwendung eines kombinierten Programms mit Kraftübungen, Strecksprungformen und reaktiven Sprungformen bei jugendlichen Skispringern. Nach der Trainingsphase wurde die Leistung der getesteten Sprungformen erheblich verbessert. Bei dieser Untersuchung ist eine positive Auswirkung der reaktiven Sprungformen auf die Sprungleistung schwer nachvollziehbar, nachdem diese Sprungformen nicht getestet wurden und der Einfluss der Kraftverbesserung positiv auf die Entwicklung der Leistung bei den Strecksprungformen einwirken konnte.

HORTOBÁGYI et al. (1990) untersuchten 13-jährige Kinder. Die Kinder absolvierten nur vertikale oder nur horizontale Sprungformen im DVZ. Beide Gruppen konnten nach der Trainingsphase ihre Sprungleistung erhöhen, es wurden jedoch keine gruppenspezifischen Unterschiede festgestellt.

Das Ziel der Untersuchung von KYRÖLÄINEN et al. (1991) war, die Auswirkungen eines langfristigen Explosivkrafttrainings mit Kontraktionen im DVZ auf die elektromechanischen Parameter und die mechanische Wirksamkeit ME (mechanische Effizienz) der Skelettmuskulatur zu erforschen. Die Ergebnisse zeigten, dass die ME sich erhöhte, wenn die Vordehnung und die Voraktivität ein hohes Niveau erreichten. Die Aktivität von VM und VL wurde während der Voraktivität und der exzentrischen Phase erhöht (EMG-Verschiebung nach links). Nach Meinung der Verfasser soll die Zunahme der Muskelstiffness und die bessere Ausnutzung der elastischen Eigenschaften des Muskelsehnenkomplexes zu diesen Ergebnissen geführt haben.

VOIGT et al. (1998) wollten durch reaktive Sprungformen die Sprungkraftausdauer und die Empfindlichkeitsänderung des Dehnungsreflexes von SOL untersuchen. Nach der Trainingsphase mit Seilsprüngen und DJ mit beliebigen und mit kurzen Kontaktzeiten (SCT) konnten die Probanden die Sprungausdauer sowie die Reflexaktivität des SOL verbessern. Als Grund der Empfindlichkeitsänderung des SOL sollte die Reduzierung der presynaptischen Hemmung der α -Afferenten und die Größe der monosynaptischen Erregung sein. Die Reflexaktivität des GA blieb unverändert. Die Gründe dafür sind unter anderen die niedrige Anzahl der Muskelspindeln des GA und die niedrigere Dehnungsgeschwindigkeit dieses Muskels im Vergleich zum SOL.

NEUBERT (1999) wollte nach einer vierwöchigen Trainingsphase mit reaktiven Trainingsformen feststellen, ob die determinierende Variablen der reaktiven Sprungleistung (Zanonindex, reaktive Leistungspotenzierung, Kontaktzeiten, Sprunghöhe, Niedersprungkennziffer, Sprunghöhendifferenz zwischen DJ56 und DJ24, optimale Fallhöhe) und die elektromyographischen Kennwerte durch die Längsschnittstudie verändert werden konnten. Nach der Trainingsphase wurden die determinierende Variablen der reaktiven Sprungleistung sehr unterschiedlich verändert. Sie zeigten ein uneinheitliches Bild; während sich einige Parameter signifikant verbesserten (Leistungsindex, Sprunghöhe), zeigten andere entweder keine Veränderung (Kontaktzeiten, Zanonindex) oder verschlechterten sich sogar (optimale Fallhöhe). Keine Veränderung erfuhren ebenfalls die elektromyographischen Kennwerte.

KYRÖLÄINEN et al. (2001) hatten als Ziel, die Auswirkungen des reaktiven Sprungtrainings auf die Sprungökonomie zu erforschen. Die Mechanismen, die zu einer möglichen Änderung der Ökonomie führen könnten, wurden durch Beobachtungen der Muskelstruktur, der neuromuskulären Funktion und der Bewegungskinetik gesucht. Die Steigerung der Sprungfähigkeit um 8% (Absprunggeschwindigkeit) nach einer 15-wöchigen Trainingsphase ist das Resultat der Verbesserung der Sprungökonomie um 24-28% (der Sauerstoffverbrauch sank um 24-28%). Außerdem behaupteten die Verfasser, dass die Erhöhung der oxidativen Enzyme wie Dehydrogenase (HAD) ein Indikator der besseren Anwendung der ST-Fasern ist, die - wie bekannt - eine ökonomische Arbeit leisten können.

Nach diesem kurzen Überblick sind die Unterschiede zwischen den verschiedenen Untersuchungsansätzen erkennbar. Die Längsschnittstudien zur Verbesserung der reaktiven Sprungleistung zeigen hinsichtlich der Anpassungserscheinungen folgende gemeinsame Punkte:

1. Verkürzung der Bodenkontaktzeiten
2. Erhöhung der Sprunghöhe
3. Als Konsequenz der beiden oben genannten Punkte: eine Erhöhung des reaktiven Leistungsindexes (L_{index})
4. Eine Erhöhung des Aktivitätsanteils der früheren EMG-Phasen (VOR und RIA)

5. Eine Erhöhung der Muskelstiffness
6. Erhöhung der Absprunggeschwindigkeit

Ein Nachteil der Längsschnittstudien ist die oft begrenzte Untersuchungszeit. Obwohl manche über eine außergewöhnliche lange Zeit durchgeführt wurden (HAEKKINEN / KOMI 1985a; 1985b; KYRÖ-LÄINEN et al. 1989; 1991), sind oft ausgeprägte statistisch gesicherte Unterschiede nicht feststellbar. Daher werden hier Ergebnisse aus Querschnittstudien - Vergleichsuntersuchungen zwischen sprungtrainierten Athleten und Nicht-Sportler oder Ausdauersportler - dargestellt. In den nachfolgenden Tabellen (Tab. 7-4 und 7-5) sind diese Unterschiede in einer Kurzfassung dargestellt.

Tab. 7-4: Vergleich der neuromuskulären Aktivität, der mechanischen Parameter und der reaktiven Leistungsfähigkeit zwischen sprungetrainierten Athleten und Ausdauerathleten oder Nicht-Sportlern

<i>Autor</i>	<i>Titel</i>	<i>Probanden</i>	<i>Sprungtrainierte Fortgeschrittene</i>	<i>Ausdauer-sportler nicht Sportler Anfänger</i>	<i>Überprüfte Kennwerte</i>
HAEKKINEN et al. (1985c)	Merkmale neuromuskulärer Leistungskapazität bei Gewichthebern nationalen und regionalen Niveaus.	7 Gewichtheber der finnischen Nationalklasse und 6 Gewichtheber der Regionalklasse im Alter von 24,9 bis 26,5 Jahre.	Bei den DJs zeigte die Elitengruppe bei allen Fallhöhen eine größere KSP-Erhöhung, besonders bei der Fallhöhe aus 100 cm. Die Unterschiede waren signifikant.		DJ aus 20, 40, 60, 80 und 100 cm. Sprunghöhe.
SCHMIDT-BLEICHER, D. (1986)	Neurophysiologische Aspekte des Sprungkrafttrainings.		Steile Aktivierung in der VOR-Phase. Vorinnervation, zeitlich gut abgestimmt. Kurzer Bodenkontakt. Ideal in die Absprungbewegung integrierte Reflexe. Impulsiver Absprung nach oben. Große Sprunghöhe.	Innervationshemmung in der VOR-Phase. Voraktivität zeitlich schlecht, d.h. zu früh; Anstieg nicht so steil. Lange Bodenkontaktzeiten. Späte und schwache Reflexausprägung. Von Null beginnende Aktivierung für den Absprung. Geringe Sprunghöhe	
KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1995a)	The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparison between power- and endurance- trained athletes.	10 sehr gut trainierte Sprinter und Springer und 10 sehr gut trainierte Ausdauerportler.	Kurze Kontaktzeiten. Höhere Bodenreaktionskräfte. Höheres EMG während der VOR und ECC. Höhere Absprunggeschwindigkeiten. Hohe Sprung- und Kniewinkelgeschwindigkeiten (Extension). Höhere Werte in der Beziehung ECC / CON nur für VM und VL und vermutlich eine höhere Stiffness.	Lange Kontaktzeiten. Niedrige Bodenreaktionskräfte. Niedriges EMG während der VOR und ECC. Niedrige Absprunggeschwindigkeiten. Niedrige Sprung- und Kniewinkelgeschwindigkeiten während der Extension.	DJ und Schlittensprünge aus O, O+40 und O-40. Die Bodenreaktionskräfte sowie die Abdruckkraft (Schlitten). Der Sprung- und Kniewinkel. Das EMG von GA, SOL, TA, VM und VL. Die Absprunggeschwindigkeit.

Bemerkungen:

KSP = Körperschwerpunkterhöhung, ECC = exzentrische Kontraktion, CON = konzentrische Kontraktion, GA = m. gastrocnemius, SOL = m. soleus, TA = m. tibialis anterior, VM = m. vastus medialis, VL = m. vastus lateralis, SJ = Squat Jump, CMJ = Countermovement Jump, O = optimale Fallhöhe, O+40 = optimale Fallhöhe plus 40 cm, O-40 = optimale Fallhöhe minus 40 cm, DJ = Drop Jump.

Tab. 7-5: Vergleich der neuromuskulären Aktivität, der mechanischen Parameter und der reaktiven Leistungsfähigkeit zwischen sprungtrainierten Athleten und Ausdauerathleten oder Nicht-Sportlern

<i>Autor</i>	<i>Titel</i>	<i>Probanden</i>	<i>Sprungtrainierte Fortgeschrittene</i>	<i>Ausdauer Sportler nicht Sportler Anfänger</i>	<i>Überprüfte Kennwerte</i>
BOSCO, C. (1995)	Auswertung der Schnellkraft Test BOSCO.	36 Leichtathleten der Weltklasse.	Werfer, Sprinter und Springer in der Regel enorm höhere Sprunghöhen als Marathonläufer und Mittelstreckler.		DJ aus 40 cm.
KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1995b)	Differences in mechanical efficiency between power- and endurance-trained athletes while jumping.	11 Kraftsportler im Alter von 26 Jahre und 10 Ausdauer Sportler im Alter von 24 Jahre.	Diese Gruppe wies höhere Laktatwerte, höhere Herzfrequenzen, höhere Reaktionskräfte, höhere Atmungswerte und höhere EMG-Aktivität als die Ausdauer Sportler vor. Hohe Stiffness-Werte.	Niedrige Stiffness.	DJ und Schlittensprünge aus O, der O+40 und der O-40. Die Bodenreaktionskräfte sowie die Abdruckkraft (Schlitten). Der Sprung- und Kniegelenkwinkel. Das EMG von GA, SOL, TA, VL und VM. Die Absprunggeschwindigkeit und Blutabnahme.
KYRÖLÄINEN et al. (1995)	Mechanical efficiency in athletes during running.	5 Kraftsportler und 5 Ausdauer Sportler.	Negative Korrelationen ($r = -0,79, p < 0,01$) zeigten die Kontaktzeiten mit der mechanischen Effizienz. Höhere Bodenreaktionskräfte. Hohe Laktatwerte. Höhere mechanische Effizienz bei hohen Laufgeschwindigkeiten.	Niedrige Laktatwerte. Höhere mechanische Effizienz bei niedrigen Laufgeschwindigkeiten.	Läufe mit einer Geschwindigkeit von $2,50 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $3,25 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ und $4,00 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ sowie 20 m maximal fliegend. Bodenkontaktzeiten. Die externe Arbeit. Die Knie- und Sprunggelenkwinkel. Das EMG von VL, VM, GA, SOL und TA. Die Bodenreaktionskräfte und $\text{VO}_2 \text{ max}$. Laktatanalyse.
VIITASALO et al. (1998)	Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump.	7 Dreispringer (27,6 Jahre Alt, 16,05 m Mittelwert der Dreisprungleistung) und 11 Studenten (ST) ohne Erfahrung mit reaktiven Sprungformen (20,6 Jahre alt).	Kürzere Bodenkontaktzeiten. Längere Flugzeiten 32% bei DJ40 und 34% bei DJ80. Höhere Bodenreaktionskräfte. Früherer Innervationsbeginn. Höheres EMG besonders bei der VOR- und der ECC-Phase.	Längere Bodenkontaktzeiten. Längere Kniewinkelamplituden (Flexion). Kürzere Fallhöhen 5,4% bei DJ40 und 6,7% bei DJ80.	DJ aus 40 und 80 cm. Das EMG des VL, RF, BF und GA. High Speed Aufnahme (69 Bilder/sec). Anhand der Filmanalyse wurden die Hüft-, Knie- und Sprunggelenkwinkel analysiert.
ARABANTZI et al. (2000)	Muscle activity during drop jumping in trained and untrained individuals.	10 untrainierte und 10 gut sprungtrainierte Probanden.	Kurze Bodenkontaktzeiten.	Lange Bodenkontaktzeiten. Die maximale GA-Aktivität wurde nach der maximalen Bodenreaktionskraft erreicht. Die Kraftkurve zeigte eine doppelte Spitze.	DJ aus 40 und 60 cm. Flugzeiten. Bodenkontaktzeiten. Maximale EMG-Aktivität.

Bemerkungen:

$\text{VO}_2 \text{ max}$ = maximale Sauerstoffaufnahme, BF = m. biceps femoris, RF = m. rectus femoris. Für weitere Abkürzungen siehe 7-4.

Trainingformen zur Verbesserung der reaktiven Leistungsfähigkeit verursachen Adaptationsvorgänge, die zu Anpassungen des neuromuskulären Systems (inter- und intramuskuläre Koordination) führen können. Die bisherigen Erkenntnisse über die Anpassungserscheinungen des reaktiven Krafttrainings beziehen sich auf die Untersuchungsergebnisse der Längsschnittstudien und auf den Vergleich zwi-

schen Athleten aus schnellkraftorientierten und ausdauerbetonten Sportarten. Anhand dieser Erkenntnisse zeigen die schnellkraftorientierten Athleten folgende Veränderungen:

- Änderung der Bewegungsausführung/Bewegungstechnik:
 1. Einheitlicher Kraftverlauf (die Kraftkurve zeigt keine erkennbare Doppelspitze)
 2. Reduzierung der Kniewinkelamplitude während der exzentrischen Phase (geringes Nachgeben)
 3. Reduzierung der Bodenkontaktzeiten
- Änderung der mechanischen Parameter:
 1. Erhöhung der Bodenreaktionskräfte
 2. Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit während der konzentrischen Phase (Extension)
 3. Erhöhung der Absprunggeschwindigkeit
 4. Erhöhung der Sprunghöhe
 5. Erhöhung der Dehnungsbelastungsverträglichkeit
- Änderung der elektromyographischen Parameter:
 1. Eliminierung oder Abschaffung der Innervationshemmungen
 2. Erhöhung der EMG-Anteile während der Vorinnervation und der exzentrischen Phase, „*Linksverschiebung*“ des EMG-Musters
- Änderung der tendomuskulären Eigenschaften:
 1. Erhöhung der Muskelstiffness

Die positive Entwicklung dieser Parameter nach einer kurzen oder langfristigen Trainingsphase verursacht auch eine positive Änderung des reaktiven Leistungsindex (L_{index}). Diese Ansicht wird durch die hohen Zusammenhänge des L_{index} mit diesen Parametern (wie im Kapitel 5 gezeigt wurde) unterstützt.

7.1.2. Ermüdungserscheinungen im DVZ - Literaturübersicht

Die Ermüdung als ein unvermeidlicher Prozess der sportlichen Betätigung ist nach HOLLMANN / HETTINGER (S. 130, 1990) in Anlehnung an LEHMANN (1953) [...] „*die reversible Herabsetzung der Funktionsfähigkeit in Folge einer muskulären Tätigkeit.*“ Eine etwas ausführliche Definition gibt GOLLHOFER (S. 132, 1993) in Anlehnung an PORTER / WHELAN (1981) [...] „*inability of a physiology process to continue functioning at a particular level and/or the inability of the total organism to maintain a predetermined exercise intensity*“ [Die Unfähigkeit eines physiologischen Prozesses auf einem ausgeprägten Niveau weiterhin zu funktionieren, und/oder die Unfähigkeit des gesamten Organismus eine vorherbestimmte Übungsintensität fortzusetzen].

Die Ermüdung wird unter anderem als eine zentrale oder periphere (lokale) Ermüdung differenziert. Nach HOLLMANN / HETTINGER (1990) wird die zentrale Ermüdung durch lokale Ermüdungsvorgänge verursacht, und anschließend wirkt sie auf diese lokalen Vorgänge leistungslimitierend. Im Gegensatz hierzu erwähnt FRICK (1993) in Anlehnung an die Untersuchungsergebnisse von BIGLAND-RITCHIE et al. (1978; 1981) und MERTON et al. (1981), dass die zentrale Ermüdung keinen limitierenden Faktor auf die Kraftentfaltung darstellt.

Nach FRICK (1993) können die zentralen Ermüdungsvorgänge an folgenden Stellen erscheinen:

- a) Exzitatorische Potentiale am Motorcortex
- b) Exzitatorischer Antrieb für nachgeordnete motorische Neuronen
- c) Erregbarkeit der Motoneuronen

Die peripheren Ermüdungsvorgänge hingegen:

- a) Neuromuskuläre Übertragung
- b) Erregbarkeit der Muskelfasermembran
- c) Elektromechanische Koppelung
- d) Muskelaktionsvorgang
- e) Metabolische Energieversorgung

Sowohl die zentralen als auch die peripheren (lokalen) Ermüdungsvorgänge verursachen kurzfristige Veränderungen in der Funktion der menschlichen Organsysteme, die dann zum Leistungsabfall führen können. HOLLMANN / HETTINGER (1990) erwähnen folgende charakteristische Ermüdungserscheinungen als Folge muskulärer Beanspruchung:

- Reduzierung der Leistungsfähigkeit oder Aufrechterhaltung einer gegebenen Leistung durch Einsatz zusätzlicher Leistungsreserven
- Verlangsamte oder unsichere Motorik, somit eine Beeinträchtigung der Koordination
- Vergrößerung der Reaktionszeit
- Antriebsverlust

Allen muskulären Ermüdungserscheinungen liegt ein gemeinsames Prinzip zu Grunde: die Dominanz der intramuskulären Stoffwechselabbauvorgänge gegenüber der Restitution. Somit tritt ein wachsender Erholungsrückstand ein. Der Verarmung an energetischen Verbindungen des Muskels folgt die Anhäufung mit Stoffwechselzwischen- und -endprodukten (Milchsäure, H^+ -Ionen, eine Senkung des pH-Wertes¹⁵).

Die Zielsetzung dieses Abschnittes ist die Darstellung der Auswirkungen ermüdungsbedingter Kontraktionen im DVZ auf die reaktive Leistungsfähigkeit sowie ihre Entstehungsursachen. Aus diesem Grund erfolgt in diesem Abschnitt keine weitere detaillierte Analyse des Begriffs „Ermüdung“. Eine ausführliche Analyse der Ermüdungsprozesse und deren Entstehung findet man bei FRICK (1993).

Erste Untersuchungsergebnisse über Ermüdungserscheinungen bei Kontraktionen im DVZ und deren Auswirkungen auf die mechanischen und neurophysiologischen Parameter sind seit dem Jahr 1987 bekannt (vgl. unter anderen GOLLHOFER et al. 1987a; 1987b). Seitdem und verstärkt in den letzten Jahren sind einige Untersuchungen zu dieser Thematik veröffentlicht worden.

Die bis zur Erschöpfung durchgeführten Bewegungsabläufen im DVZ zeigen folgendes vierstufiges Ermüdungserscheinungsprofil (NICOL / KOMI 1996, in Anlehnung an ARMSTRONG 1990):

- Die initiale Stufe (schließt die Ereignisse ein, die den ganzen Prozess auslösen)
- Die autogenetische Stufe (entspricht den ersten 3-4 Stunden nach dem Ermüdungsausbruch und beginnt mit der Verschlechterung der Membranstrukturen)
- Die Stufe der Phagozytose (typische Entzündungserscheinungen, die 2-4 Tage dauern)
- Die regenerative Stufe (Beginn nach 4-6 Tagen und entspricht der Regenerationszeit der Muskelfasern)

¹⁵ Die Senkung des pH-Wertes wird in dem Fall durch die Erhöhung der Wasserstoffionen (H^+ -Ionen) im Blutplasma verursacht (KENT / ROST 1996).

Die autogenetische Stufe wird durch Stoffwechselmechanismen beeinflusst sowie die Erhöhung der freien O_2 -Radikale. Außerdem findet die intrazelluläre Akkumulation der Ca^{2+} -Ionen vermutlich nach intensiven Übungen statt und verursacht potentielle Verletzungen des Sarkolemms. Solche Stoffwechselmechanismen sind aber nicht spezifisch für exzentrische oder DVZ-Kontraktionen.

Die typischen Entzündungserscheinungen der Phagozytosestufe entstehen durch Veränderungen an der Struktur und Funktion der Zellmembran der Gefäßwände. Dabei kommt es zum Abfluss von Plasmapbestandteilen hin zum extravaskulären Gewebe, was das klinische Zeichen von Ödem verursacht und die verlängerte Entzündungsdauer damit teilweise erklärt.

Generell werden nach erschöpfenden Kontraktionen im DVZ zwei Phasen unterschieden (NICOL et al. 1996; HORITA et al. 1996; 1999; AVELA et al. 1999; NICOL et al. 2001):

1. Akute Phase: Ermüdungserscheinungen, die unmittelbar nach dem Ermüdungstreatment beobachtet wurden.
2. Verspätete Phase: Anpassungserscheinungen, die mehrere Stunden oder Tage nach dem Ermüdungstreatment auftreten.

Nach der akuten Phase folgt in der Regel eine Regenerationsphase und dann nach ca. zwei Tage eine zweite Phase mit deutlicher Reduzierung der Leistungsfähigkeit (verspätete Phase).

Folgende Ursachen sind nach Literaturangaben verantwortlich für die Entstehung der akuten Phase:

➤ Unmittelbarer Einfluss von Stoffwechselmechanismen (Laktaterhöhung, Entleerung der Glykogendepots, Erhöhung der H^+ -Ionen Konzentration) auf die Muskelspindeln und / oder auf die III- und IV-Afferenten. Die Erhöhung der H^+ -Ionen-Konzentration führt zur Entstehung der Azidose¹⁶ und zu den damit verbundenen reduzierten Muskelspindelantworten (KOMI / GOLLHOFER 1987). Nach KOMI / GOLLHOFER (1987) die oben genannte Meinung wird durch die Ergebnisse von FUJITSUKA (1979) unterstützt. Er registrierte Modulationen bei der Entladung der Ia-Afferenten der gedehnten Muskelspindeln bei isolierten Froschmuskeln durch geringe Änderungen des extrazellulären pH-Wertes. FUJITSUKA konnte nachweisen, dass bei einer Senkung des extrazellulären pH-Wertes um 0,1 bis 0,2 eine Verdoppelung der Entladungsfrequenz die Folge wäre. Eine anschließende Senkung des pH-Wertes verursacht eine scharfe und fast lineare Verminderung der Entladungsfrequenz, die bei pH-Wert 6,2 verschwand. FRICK (1993) gibt zudem folgende negative Einwirkungen der H^+ -Ionen auf den Muskelaktivierungsvorgang an:

- Direkte Inhibition der Myosin-ATPase und der ATP-Hydrolyse (mit resultierender Verminderung der Querbrückenzyklusgeschwindigkeit und Reduktion der maximalen Verkürzungsgeschwindigkeit)
- Hemmung der ATPase (mit resultierender Reduktion der Ca^{2+} -Pumpleistung und verminderter Ca^{2+} -Aufnahme im sarkoplasmatischen Retikulum)
- Kompetitive Hemmung der Ca^{2+} -Bindung an Troponin
- Reduktion der Ca^{2+} -Affinität des Troponins

¹⁶ Azidose ist die überdurchschnittliche Konzentration an H^+ -Ionen in den extrazellulären Körperflüssigkeiten (KENT / ROST 1996)

Das Auftreten einer hohen H^+ -Ionen-Konzentration ist mit einer hohen Laktatakkumulation gekoppelt, deshalb werden Korrelationskoeffizienten von $r = -0,95$ zwischen pH-Wert und Laktatkonzentration berichtet (FRICK 1993 in Anlehnung an MADER et al. 1979).

- Von den Stoffwechseleinflüssen scheinen mehr die FT (fast twitch)-Muskelfasern betroffen zu sein. Sie bauen schneller das Muskelglykogen ab, sie haben eine höhere Laktatbildung als die ST (slow twitch)-Muskelfasern und sind mehr vom pH-Ausfall beeinflussbar.
- Die Reduktion der zentralen Erregbarkeit. Diese Reduktion verursacht eine Reduktion der Reflexempfindlichkeit und besonders der III- und IV-Afferenten. Eine reduzierte Reflexempfindlichkeit hat die Reduktion der Muskelstiffness zur Folge und eine Verschiebung des EMG-Musters nach rechts (GOLLHOFER et al. 1989a).
- Die reduzierte kontraktile Fähigkeit der Muskulatur, die durch eine Abschwächung des Ca^{2+} -Transports und eine verminderte Ca^{2+} -Wirksamkeit für Troponin (infolge eines abgesenkten pH-Wertes und Laktatakkumulation) verursacht wurde.
- Die Ermüdung sowohl der extrafusalen als auch der intrafusalen Muskelfasern kann die Empfindlichkeit der Muskelspindel während der Dehnung beeinflussen.
- Folgen der zentralen Ermüdung. Nach HOLLMANN / HETTINGER (1990) veranlassen Ermüdungserscheinungen in der Peripherie eine Ausbildung von Hemmungsimpulsen in den motorischen Zentren, die letztendlich zur Einstellung der Arbeit zwingen. Die zentrale Ermüdung (auch als psychische Ermüdung bekannt) ist durch Minderungen der physischen und psychischen Leistungsfähigkeit infolge zentralnervöser Störungen gekennzeichnet (SIMON 2000).

Alle diese Parameter bewirken eine Reduktion der reaktiven Leistungsfähigkeit. Die Leistungsreduktion wird hauptsächlich durch die Reflex- und Muskelstiffnessherabsetzung verursacht und führt somit zur Rechtsverschiebung des EMG-Musters. Die Folgen dieser Vorgänge sind längere Bodenkontaktzeiten und ein starkes Nachgeben des Kniegelenkes während der Flexionsphase (FRICK 1993). Durch die Verlängerung der Kontaktzeiten werden auch die Zeiten für den Übergang von der exzentrischen zur konzentrischen Phase (Kopplungszeiten) verlängert. Lange Kopplungszeiten führen dann zum Verlust der gespeicherten elastischen Energie (BOSCO et al. 1981) und damit zur Reduktion der elastischen Potenzierung. Dabei sind das starke Nachgeben des Kniegelenkes während der exzentrischen Phase, die langen Kontaktzeiten und die Muskelstiffnessherabsetzung verantwortlich für die Intoleranz des tendomuskulären Systems, hohe Dehnungsbelastungen zu kompensieren. Die Folgen sind dann niedrige Bodenreaktionskräfte und Sprunghöhen und logischerweise eine Reduktion der reaktiven Leistungsfähigkeit.

Während der späten Phase (nach Ermüdung durch Kontraktionen im DVZ) liegt die Ursache der verminderten Leistungsfähigkeit an der Schädigung der Muskelstruktur. Zu dieser Erkenntnis führt die Erhöhung im Serum des Enzyms Kreatinkinase (CK). Hohe CK-Werte sind mit Veränderungen (Schädigungen) der Muskelstruktur verbunden (BOSCO 1995; NICOL / KOMI 1996; NICOL et al. 1996; SPORNITZ 1996; HORITA et al. 1996; 1999; KYRÖLÄINEN et al. 1998; AVELA et al. 1999).

Die Entstehung folgender Anpassungserscheinungen deutet darauf hin, dass bei Ermüdung durch Kontraktionen im DVZ Schädigungen der Muskelstrukturen auftreten:

- Schmerzempfindungen (NICOL / KOMI 1996)

- Beeinträchtigung der kontraktiven Eigenschaften des Muskels (HORITA et al. 1996 in Anlehnung an WARREN et al. 1993)
- Mikroverletzungen des Bindegewebes sorgen für eine Reduktion der Muskelstiffness
- Negative Beeinflussung der kontraktiven Proteine Titin, Nebulin und Desmin (WATERMAN-STORER 1991). Vor allem das Titin ist verantwortlich für passive Spannungen im Sarkomer
- Muskelschäden verursachen eine partielle Hemmung des α -Motoneuronenpools durch die Sensibilisierung der Muskelaferenten mit kleinem Diameter. (Gruppe III- und IV-Aferenten)
- Entzündungen der Muskelfasern
- Schädigung besonders der FT-Muskelfasern
- Negative Auswirkung nicht nur bei den extrafusalen, sondern auch bei den intrafusalen Muskelfasern. Als Konsequenz wird die Dehnungsreflexempfindlichkeit negativ beeinflusst

Durch die reduzierte Muskelstiffness und veränderte Reflexempfindlichkeit aufgrund der Schädigung der Muskelstrukturen wird eine Veränderung der reaktiven leistungsbestimmten Parameter wie Bodenkontaktzeiten, Sprunghöhe, Bodenreaktionskräfte, Absprunggeschwindigkeit etc. verursacht.

Eine Veränderung der EMG-Parameter während der späten Ermüdungsphase (Verschiebung des EMG-Musters nach rechts oder nach links) ist aus den bisherigen Untersuchungsergebnissen nicht bekannt. HORITA et al. (1999) erwähnen in bisher bekannten Studien eine Reduktion der Vorinnervation während dieser Phase.

Trotz mangelnder Literaturangaben über das Innervationsmuster während der späten Ermüdungsphase gibt es mehrere Anhaltspunkte, die eine Rechtsverschiebung des Innervationsmusters während dieser Phase andeuten:

- Reduktion der Muskelstiffness
- Veränderte Reflexempfindlichkeit (Reflexreduktion)
- Verlängerung der Winkelamplitude des Kniegelenkes während der exzentrischen Phase
- Reduzierung des reaktiven Leistungsindex (vgl. auch Kapitel 5)

7.2 Zielsetzungen, Fragestellungen und Hypothesen

Laut WERCHOSCHANSKIJ (1988) wird unter Trainingsbelastung gewöhnlich das qualitative Maß der geleisteten Trainingsarbeit verstanden und zwischen äußerer, innerer und psychischer Belastung unterschieden. Zur Charakterisierung der Trainingsbelastung spielt die Auswahl der Belastungsnormativen (EHLENZ et al. 1991) bzw. Belastungskomponenten (SCHOLICH 1988; MARTIN et al. 1991) eine besondere Rolle. Als Belastungsnormativen werden in der Trainingslehre folgende Parameter genannt (WERCHOSCHANSKIJ 1988; SCHOLICH 1988; MARTIN et al. 1991; PAMPUS 1995):

- Der Belastungsumfang (Wiederholungszahl, Streckenlänge, Gesamtlast)
- Die Belastungsintensität (Anstrengungsgrad, Höhe des Krafteinsatzes pro Zeiteinheit)
- Die Belastungsdauer (Zeit der Belastungseinwirkung)
- Die Belastungsdichte (zeitliche Aufeinanderfolge von einzelnen Belastungen, Verhältnis von Belastung und Erholung).

In dieser Hinsicht können Trainingsprogramme mit intensiver Belastungscharakteristik von Programmen mit eher extensiver Ausrichtung der Belastung unterschieden werden.

Besondere Merkmale der erstgenannten intensiven Ausrichtung sind die geringen Umfänge (8 - 12 Sprünge pro Serie bei 3 - 8 Serien), die maximalen Intensitäten bei der Bewegungsausführung (Realisierung eines höchstmöglichen Leistungsindizes) und die sehr langen inter- und intraseriellen Pausen. Extensive Trainingsmethoden werden besonders bei der Entwicklung der Ausdauer sowie der Kraftausdauer eingesetzt. Nach KENT / ROST (1996) werden Trainingsmethoden mit einer extensiven Belastungscharakteristik durch lange Belastungsumfänge (z.B. Laufdistanzen 800 bis 3000 m oder Zeitperioden von 1 bis 5 min.), niedrige Intensität und kurze Erholungsperioden charakterisiert. Infolgedessen zeichnet sich die extensive Variante durch deutlich höhere Umfänge (20 - 50 Sprünge pro Serie bei 3 - 8 Serien), submaximale Intensitäten¹⁷ und kurzen inter- und intraseriellen Pausen bei der Sprungrealisation im Sinne von reaktivem Kraftausdauerverhalten aus (vgl. FRICK 1993; PAMPUS 1995).

Wie Literaturanalysen belegen, sind als Resultat dieser unterschiedlichen Belastungsanforderungen verschiedenartige Beanspruchungen und somit unterschiedliche unmittelbare Trainingseffekte zu erwarten. Bei der Anwendung von Trainingsprogrammen mit einer intensiven Belastungscharakteristik sind aus physiologischer Sicht Anpassungen im neuromuskulären Bereich zu erwarten. Vor allem wurde eine Veränderung der inter- und intramuskulären Koordination festgestellt (SCHMIDTBLEICHER et al. 1987). Die Erhöhung der EMG-Aktivität und besonders die Ausprägung der früheren Phasen des Innervationsmusters werden als häufigste Anpassungserscheinung nach dem Einsatz von intensiven Trainingsformen angegeben (HAEKKINEN / KOMI 1985b; TEGTMEIER 1987; SCHMIDTBLEICHER et al. 1987; HAEKKINEN 1989; HAEKKINEN et al. 1989a; KYRÖLÄINEN et al. 1989; KYRÖLÄINEN et al. 1991). Nach VIITASALO et al. (1981), HAEKKINEN / KOMI (1985a; 1985b) kann der Einsatz intensiver Trainingsformen zu Veränderungen der Entladungsfrequenz sowie zu Adaptationen in der Rekrutierung der motorischen Einheiten führen. Die Erhöhung der Muskelstiffness kann als eine weitere Anpassung aus der Sicht des tendomuskulären Systems genannt werden (HORTOBÁGYI et al. 1990; KYRÖLÄINEN et al. 1991).

Die extensive Variante ist eine übliche Trainingsmethode zur Entwicklung der Ausdauerfähigkeit sowie der Kraftausdauer bei isokinetischen Kontraktionen. Eine Anwendung dieser Trainingmethode bei der Realisation von reaktiven Sprungformen findet unter anderem bei den leichtathletischen Sprungdisziplinen statt (JACOBY / FRALEY 1997; JÜRGENS 2000). Dabei sind durch den Einsatz von extensiven Belastungsanforderungen nur unmittelbare Trainingseffekte bekannt. So stellten z. B. STROJNIK / KOMI (1998) infolge von wiederholten maximalen Schlittensprüngen nur geringe stoffwechselbedingte, aber deutliche neuromuskuläre Veränderungen fest. Ebenso konnten KIM (1988), MORITANI et al. (1990), FRICK (1993), AVELA / KOMI (1998a), AVELA et al. (1999), HORITA et al. (1999), KUITUNEN et al. (2001) zeigen, dass unterschiedliche Umfänge bei der Belastungseinwirkung zu deutlichen neuronalen und mechanischen Veränderungen bei reaktiven Sprungbewegungen führen (Reduzierung der Muskelstiffness, Rechtsverschiebung des Innervationsmusters etc.) und damit zur Beeinflussung der reaktiven Leistungsfähigkeit. Da in der Vergangenheit die reaktive Leistungsfähigkeit sehr unterschiedlich determiniert wurde (vgl. Kap. 2) und keine entsprechend langfristigen Trainingseffekte durch die Einwirkung der extensiven Variante auf die reaktive Leistungsfähigkeit bekannt sind, wären

¹⁷ In der Trainingspraxis wird die Durchführung von reaktiven Trainingsformen mit einer „submaximalen“ Intensität wegen des fehlenden Feedbacks als problematisch angesehen. In dem Fall wird die Empfindung der Intensität als „submaximal“ eher als subjektiv betrachtet.

weitere Forschungen in diesem Bereich erforderlich. Aus diesem Grund ist die Aufgabe dieses Kapitels, die spezifischen neurophysiologischen Anpassungsmechanismen durch die Anwendung intensiver und extensiver Trainingsmethoden zu klären. Vor allem stehen neben dem reaktiven Leistungsindex (L_{index}), bestimmte neuronale und mechanische Parameter im Vordergrund (vgl. noch Kap. 4 und 5).

Die Anpassungserscheinungen werden auf folgende Parameter untersucht:

- a. die Bewegungstechnik beim Drop Jump
- b. der reaktive Leistungsindex (L_{index})
- c. die mechanischen und physiologischen Parameter
- d. die neuronalen Parameter

Aus dem bisherigen Kenntnisstand können folgende Hypothesen und Fragestellungen formuliert werden:

Fragestellung 4:

Welche Auswirkungen hat die Anwendung intensiver oder extensiver Trainingsmethoden auf die Bewegungstechnik beim Drop Jump?

Als Technikmerkmale werden hier die realen Fallhöhen, die Bodenkontaktzeiten, die Winkelamplituden und der Kraftkurvenverlauf untersucht.

Fragestellung 5:

Wie verändern sich die mechanischen und physiologischen Parameter nach dem Einsatz intensiver oder extensiver Trainingsmethoden?

Die Veränderung dieser Parameter (Winkelgeschwindigkeit, Absprunggeschwindigkeit, maximale Bodenreaktionskraft, mittlere Kraft, relative Bodenreaktionskraft, Sprunghöhe) kann direkt oder indirekt auch eine Beeinflussung der reaktiven Leistungsfähigkeit bedeuten.

Fragestellung 6:

Verändern intensive oder extensive Trainingsformen den reaktiven Leistungsindex in vergleichbarer Weise?

Der reaktive Leistungsindex gilt als Kennwert, der die komplexe reaktive Leistungsfähigkeit abschätzt (NEUBERT 1999; BUBECK 2002). In Kapitel 5 wurden die positiven Zusammenhänge dieser Kennwerte mit den neuronalen, mechanischen und physiologischen Parametern dargestellt. Eine Änderung (in positiver oder negativer Hinsicht) dieser Kennwerte würde auch eine Änderung der reaktiven Leistungsfähigkeit bedeuten.

Das Training mit explosiven Sprungtrainingsformen verursacht Anpassungserscheinungen, die in erster Linie auf neuromuskulärer Ebene zu beobachten sind (HÄKKINEN / KOMI 1985a; 1985b; SALE 1988). Sehnen und Knochen zeigen auch Anpassungserscheinungen durch das Training (STONE 1994), diese sind aber erst nach einer langfristigen Trainingsbetätigung erkennbar. In dieser Arbeit werden deswegen diese Anpassungserscheinungen beobachtet, die nur auf neuromuskulärer Ebene stattfinden können.

Die Adaptationen auf neuromuskulärer Ebene werden anhand der in Kapitel 4 vorgestellten Kennwerte zur Abschätzung der muskulären Aktivität beim DJ dargestellt.

Fragestellung 7:

Wie verändern sich die Innervationscharakteristiken im Drop Jump durch den Einfluss eines intensiven bzw. extensiven reaktiven Sprungkrafttrainings?

Zur Beantwortung dieser Fragestellungen sollen zusätzlich folgende Teilfragen beantwortet werden:

- a) *Verändern sich die zeitlichen Aspekte der muskulären Aktivität beim DJ (Rekrutierungszeitpunkte, Zeitpunkt der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervations- und Bodenkontaktphase)?*
- b) *Verändern sich die Intensitätsaspekte der muskulären Aktivität beim DJ (Aktivitätsmaxima während der Vorinnervations- und Bodenkontaktphase, relative Gesamtaktivität, relative Amplitude der Vorinnervation)?*
- c) *Verändert sich der funktionelle Aspekt der muskulären Aktivität beim Drop Jump (Rechts- bzw. Linksverschiebung des EMG-Musters)?*

7.3 Methodischer Ablauf

In der Längsschnittuntersuchung dieses Kapitels wurde der gleiche Ablauf hinsichtlich der Datenerhebung, Datenauswertung und Datenverarbeitung wie bei der Querschnittuntersuchung der Kapitel 4, 5 und 6 unternommen.

Die Untersuchungsergebnisse dieses Kapitels werden für alle Fallhöhen angegeben, nachdem bei der Querschnittuntersuchung festgestellt wurde, dass jede einzelne Fallhöhe eine unterschiedliche Belastungssituation im Vergleich zu der nächsthöheren Fallhöhe darstellt.

Die Ergebnisse sind als Mittelwerte sowie als prozentuale Unterschiede der Mittelwerte nach der Nachuntersuchung angegeben.

Die Mittelwertunterschiede zwischen der Vor- und Nachuntersuchung wurden durch den t-Test für abhängige Stichproben festgestellt.

7.3.1. Die Probanden und die Trainingsgruppen

Von der gesamten Probandenzahl ($n = 41$) der Querschnittuntersuchungen der Kapitel 4, 5 und 6 wurden für die Längsschnittuntersuchung dieses Kapitels nur die Sportler oder die Probanden einbezogen, die regelmäßig sportliche Aktivitäten ausübten, ($n = 38$). Die drei Nichtsportler wurden von der Längsschnittuntersuchung ausgeschlossen. Im Verlauf der Trainingsphase mussten acht Probanden die Untersuchung abbrechen. Gründe für das frühzeitige Ausscheiden der acht Probanden waren entweder verletzungsbedingte Faktoren oder berufliche sowie schulische Verpflichtungen. Laut Angaben der verletzten Probanden ($n = 5$), mussten zwei wegen Kniebeschwerden und weitere zwei wegen Entzündung des Periosts (Knochenhautentzündung) das Training beenden. Ein weiterer Proband hat sich während des Basketballtrainings verletzt.

Die gesamte Probandenzahl der Längsschnittuntersuchung bestand demnach aus 30 Personen, 22 männliche und 8 weibliche Testpersonen.

Nach der Voruntersuchung erfolgte eine schnelle Auswertung der Bodenkontakt- und Flugzeiten aller Sprünge für die gesamte Teilnehmerzahl. Als zweiter Schritt wurde der reaktive Leistungsindex ermittelt. Im Anschluss an das Auswahlverfahren wurden die Probanden randomisiert, basierend auf den Werten des Leistungsindex den beiden Trainingsgruppen zugeteilt. Dadurch ergaben sich die in der nachfolgenden Tabelle (Tab. 7-6) dargestellten Probanden- und Gruppendaten.

Tab. 7-6: Mittelwerte und Standardabweichungen für die anthropometrischen Daten der Untersuchungsteilnehmer/innen (Längsschnittuntersuchung). Das Signifikanzniveau p bezieht sich auf die Mittelwerte der zwei Untergruppen (intensiv und extensiv).

	Ø Gesamt <i>n</i> = 30	Ø Intensiv <i>n</i> = 16	Ø Extensiv <i>n</i> = 14	<i>p</i>
Alter (Jahre)	22,5 (±5,7)	24,5 (±6,1)	20,1 (±4,2)	+
Größe (cm)	179,2 (±7,7)	181,8 (±7,7)	176,2 (±6,7)	+
Gewicht pre (kg)	73,0 (±8,5)	74,9 (±9,9)	70,7 (±6,3)	n.s.
Gewicht post (kg)	72,9 (±9,0)	75,1 (±10,7)	70,4 (±5,9)	n.s.
BMI pre (kg/m²)	22,7 (±1,9)	22,6 (±1,8)	22,8 (±2,0)	n.s.
BMI post (kg/m²)	22,7 (±1,8)	22,6 (±1,9)	22,7 (±1,8)	n.s.
<i>L</i>_{index}-DJ30 pre	2,6 (±0,4)	2,6 (±0,4)	2,6 (±0,4)	n.s.
<i>L</i>_{index}-DJ30 post	2,6 (±0,4)	2,7 (±0,4)	2,4 (±0,4)	t.s.

Erläuterungen: BMI pre = Body-Maß-Index vor der Untersuchung, BMI post = Body-Maß-Index nach der Untersuchung, L_{index} -DJ30 pre = Leistungsindex aus 30 cm Fallhöhe vor der Untersuchung, L_{index} -DJ30 post = Leistungsindex aus 30 cm Fallhöhe nach der Untersuchung, + = $p < 0,05$, t.s. = $< 0,1$, n.s. = nicht signifikant.

Die Tabelle 7-7 stellt die Zugehörigkeit der Probanden/innen zu einer Sportart dar. Die Mehrheit der Probanden/innen waren aktive Leichtathleten ($n = 16$). Die Mehrzahl der Leichtathleten absolvierte ein systematisches Training fünf mal die Woche. Einige ($n = 3$) gehörten zum Landeskader. Die Sportstudenten absolvierten im Rahmen ihres Grundstudiums mehrere Stunden Sport pro Woche. Sie hatten Erfahrungen mit Tiefsprüngen durch die Teilnahme an anderen Untersuchungen gemacht. Alle drei Volleyballerinnen spielten in einer Regionalliga-Mannschaft und trainierten zwei mal wöchentlich.

Tab. 7-7: Häufigkeit und prozentualer Anteil der Probanden/innen je nach Sportartzugehörigkeit

Sportart	Gesamt (<i>n</i> = 30)		Intensiv (<i>n</i> = 16)		Extensiv (<i>n</i> = 14)	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
Leichtathletik	16	53,3	8	50,00	8	57,1
Sportstudenten	5	16,7	4	25	1	7,1
Volleyball	3	10,0	1	6,25	2	14,3
Basketball	2	6,7	1	6,25	1	7,1
Freizeitsport	2	6,7	2	12,5		
Eishockey	1	3,3			1	7,1
Triathlon	1	3,3			1	7,1
Gesamt	30	100	16	100	14	100

Die Basketballer spielten in der Landesliga, ihr Trainingsaufwand betrug drei Trainingseinheiten pro Woche. Der Eishockeyspieler absolvierte vier Trainingseinheiten pro Woche und spielte in einer Regionalliga-Mannschaft. Der Triathlet trainierte vier bis fünf Mal pro Woche. Er hatte bis zum Untersuchungszeitpunkt keinerlei Erfahrung mit reaktiven Sprungformen gemacht. Die zwei Freizeitsportler waren ehemalige Athleten (Leichtathletik und Basketball) und hatten zum Zeitpunkt der Untersuchung eine regelmäßige sportliche Aktivität durch Ballspielsportarten, Ausdauertraining und Krafttraining. Die Erfahrung mit Tiefsprüngen hatten beide Freizeitsportler während ihrer Zeit als aktive Sportler bereits gemacht.

7.3.2. Trainingsplan und Trainingsablauf

Entsprechend dem Design der Trainings- Wirkungsanalyse absolvierten die Probanden im Anschluss an den Pretest ein vierwöchiges Trainingsprogramm entsprechend ihrer Gruppenzugehörigkeit. Die gesamte Trainingsperiode war in zwei Phasen unterteilt. In der ersten Phase absolvierten beide Gruppen drei Sätze, in der zweiten Phase jeweils vier Sätze. Beide Gruppen sollten das Training in erholtem Zustand ausführen. Die Probanden hatten freie Entscheidung über den Zeitpunkt der Ausführung dieses Trainings, sie durften aber vom Zeitpunkt einer Ausführung bis zum Zeitpunkt der nächsten Trainingseinheit mindestens zwei Tage lang keine reaktiven Trainingsformen ausüben. Sportler, die mehrmals pro Woche trainierten, sollten diesen Trainingsplan vor dem Training, aber nach dem Aufwärmen ausführen. Alle Probanden wurden aufgefordert, ihr Training zu protokollieren. Um mögliche Einflüsse des Tagesablaufes zu vermeiden, wurden Vor- und Nachuntersuchungen jedes Probanden zur gleichen Uhrzeit durchgeführt. Zur Vermeidung denkbarer Ermüdungseinflüsse betrug die Zeitspanne zwischen der letzten Trainingseinheit und der Nachuntersuchung mindestens drei Tage. Als Trainingsübung wurden die reaktiven Tiefsprünge (DJ) aus der individuellen „*optimalen Fallhöhe*“ ausgewählt (vgl. NEUBERT 1999). Diese wurde anhand der Höhe, aus der die Probanden den höchsten Wert des Leistungsindex erreicht hatten, bestimmt. Beide Gruppen sollten nach dem allgemeinen Aufwärmen drei Sätze zu je 15 Sprüngen (Hüpfen auf der Stelle) als spezielle Vorbereitung für das Haupttrainingsprogramm durchführen.

Die Gestaltung des Trainingsprogramms der beiden unterschiedlichen Trainingsgruppen „intensiv“ und „extensiv“ ist in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt.

Tab. 7-8: Trainingsplan der Längsschnittuntersuchung für beide Gruppen

Trainingsmethode	Trainingsdauer (Wochen)	TE pro Woche	Satzzahl	Wiederholungen	Intraserielle Pause	Interserielle Pause
Intensiv Phase 1	2	2	3	12	10-12 sec	8-10 min.
Intensiv Phase 2	2	2	4	12	10-12 sec	8-10 min.
Extensiv Phase 1	2	2	3	40	3 sec	3 min.
Extensiv Phase 2	2	2	4	40	3 sec	3 min.
Beide Methoden	Individuelles allgemeines Aufwärmen: Einlaufen und Gymnastik. Spezielles Aufwärmen: 3 mal 15 Hüpfen auf der Stelle.					

Die Gruppe „*intensiv*“ sollte jeden Sprung mit der maximalen Willenskraft und Konzentration ausführen, wobei auf möglichst kurze Bodenkontaktzeiten und hohe Sprunghöhen geachtet wurde. Die langen Pausen (siehe Tab. 7-8) sollten eine mögliche Laktatkonzentration und Ermüdungserscheinungen vermeiden. Dagegen wurde bei der Gruppe „*extensiv*“ im Vergleich zur intensiven Trainingsgruppe kein besonderes Augenmerk auf die Qualität der Bewegungsausführung gelegt, d.h. die Probanden sollten auch hoch und mit kurzem Bodenkontakt springen.

Als Kriterium für die Gestaltung der Wiederholungszahl, der Pausengestaltung und der Sprungfrequenz wurden sowohl für die Gruppe „*extensiv*“ als auch für die Gruppe „*intensiv*“ unter anderem die Literaturangaben von SCHMIDTBLEICHER (1987), GOLLHOFER (1988), SCHMIDTBLEICHER / FRICK (1995), FRICK (1993), JONATH et al. (1995) und NEUBERT (1999) sowie unveröffentlichtes Trainingsmaterial des Deutschen Leichtathletik Verbandes berücksichtigt.

7.4 Darstellung der Ergebnisse

Bei den nachfolgenden Ergebnissen werden die Auswirkungen der intensiven und extensiven Trainingsmethode auf den technischen Verlauf, die mechanischen und physiologischen Parameter sowie die neuronalen Faktoren beim DJ als eine typische Kontraktionsform im DVZ dargestellt. Der erste Abschnitt dieses Kapitels enthält einen qualitativen Pre-Post-Vergleich der analysierten Parameter für beide Gruppen. Im zweiten Teil folgt dann eine detaillierte quantitative und statistische Analyse der erhobenen und berechneten Parameter.

7.4.1. Qualitative Pre-Post-Analyse der Trainingsauswirkungen auf die Technik, die mechanischen und neuromuskulären Parameter

Einen ersten Überblick über die Veränderungen des Bewegungsablaufs der mechanischen und neuromuskulären Kenngrößen gibt die qualitative Pre-Post-Analyse der erhobenen Parameter. Bei der qualitativen Analyse wurde der Tiefsprung aus einer mittleren Fallhöhe (0,4 m) jeweils für einen Probanden jeder Gruppe vor und nach der Trainingsphase herangezogen. Die Abbildungen zeigen die Veränderungen der Kraft-Zeit-Kurven, Winkel-Zeit-Kurven sowie die Veränderung der EMG-Parameter während der vier funktionellen Phasen (VOR, LAT, RIA und SEA). Um die Veränderung der EMG-Kenngrößen leichter zu erkennen, wurde neben dem gleichgerichteten und aufsummierten EMG der EMG-Verlauf nach einer 15 Hz Tiefpassfilterung in die Analyse mit einbezogen.

Die Ergebnisse der intensiven und extensiven Gruppe sind jeweils in den Abbildungen 7-1 und 7-2 dargestellt.

Veränderung des Bewegungsablaufs

Die intensive Trainingsmethode verursacht eine Änderung sowohl der Bodenkontaktzeiten als auch der Bewegungsamplituden mit jeweils einer Verkürzung beider Parameter. Der Kraftverlauf blieb einheitlich mit einem steilen Anstieg und einer ebenfalls steilen Senkung.

Die extensive Trainingsmethode dagegen führt zu einer Verlängerung sowohl der Bodenkontaktzeiten als auch der Bewegungsamplituden. Eine Veränderung zeigt auch der Kraftverlauf. Der leichte „Knick“

an der Kraftkurve als Indikator des Fersenaufschlags auf dem Boden wird nach dem Training noch deutlicher mit der Bildung einer doppelten Kraftspitze im Kraftkurvenverlauf.

Veränderung der mechanischen Parameter

Die mechanischen Parameter lassen eine Veränderung sowohl für die Gruppe „*intensiv*“ als auch für die Gruppe „*extensiv*“ erkennen. Die intensive Trainingsmethode verursachte nach der Trainingsphase eine leichte Erhöhung der Bodenreaktionskraft und eine Erhöhung der Flugzeit.

Im Gegensatz dazu verursachte die extensive Trainingsmethode nach der Trainingsphase eine deutliche Senkung der Bodenreaktionskraft und eine Reduzierung der Flugzeit.

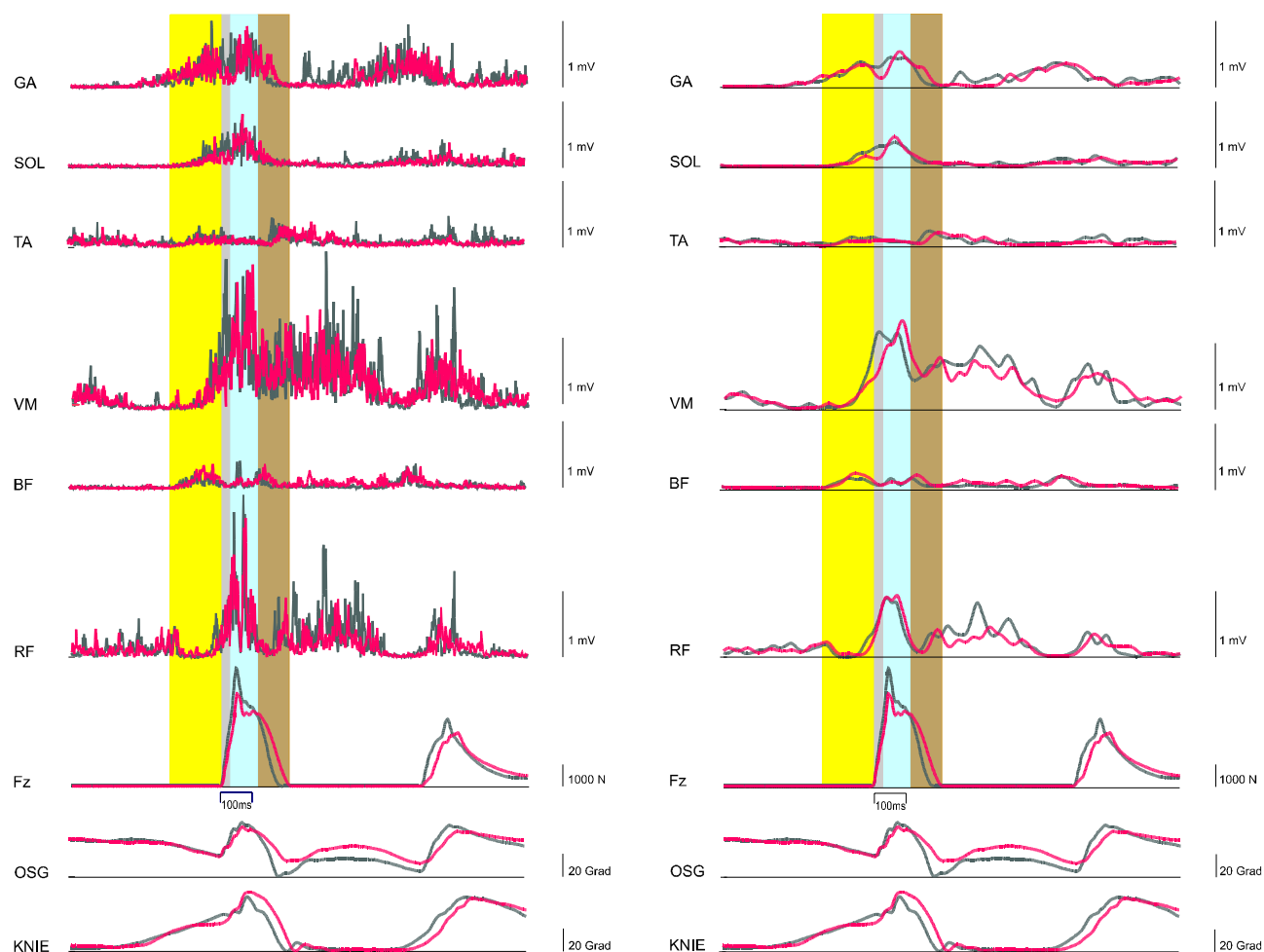


Abb. 7-1: Exemplarische Darstellung der mechanischen und neuromuskulären Veränderungen durch den Trainingsprozess eines Athleten der Gruppe „*extensiv*“

Die Ergebnisse des Pretests entsprechen den grünen, die des Posttests den roten Linien. Die rechte Seite zeigt die EMG-Werte nach einer Tiefpassfilterung mit 15 Hz.

Veränderung der neuromuskulären Parameter

Die Veränderungen des Bewegungsablaufs und der mechanischen Parameter beider Gruppen sind vermutlich auf die trainingsbedingten Veränderungen der neuromuskulären Parameter zurückzuführen. Bei beiden Gruppen lassen sich hier Modifikationen der neuromuskulären Aktivierungsmuster beobachten, die sich eindeutig in der Charakteristik des EMG-Musters zeigen. Besonders deutliche

Veränderungen des EMG-Musters sind während der VOR (onset – t_{kont})-Phase zu beobachten. Das EMG-Muster der Gruppe „intensiv“ lässt hierbei eine Linksverschiebung und eine Amplitudenvergrößerung erkennen, während die Veränderungen der Gruppe „extensiv“ durch eine Rechtsverschiebung ihres EMG-Musters und eine Aktivitätsverringering charakterisierbar sind.

Die an dieser Stelle rein qualitativ erkennbaren Unterschiede lassen vermuten, dass beide Trainingsmethoden aufgrund der dargestellten neuromuskulären und mechanischen Unterschiede zu unterschiedlichen Anpassungserscheinungen führen, die auch hinsichtlich des Leistungsoutputs und der reaktiven Leistungsfähigkeit deutliche Unterschiede verursachen. Genauere Aufschlüsse hierüber sind durch die quantitativen Auswertungen der Veränderungen der einzelnen Parameter zu erwarten.

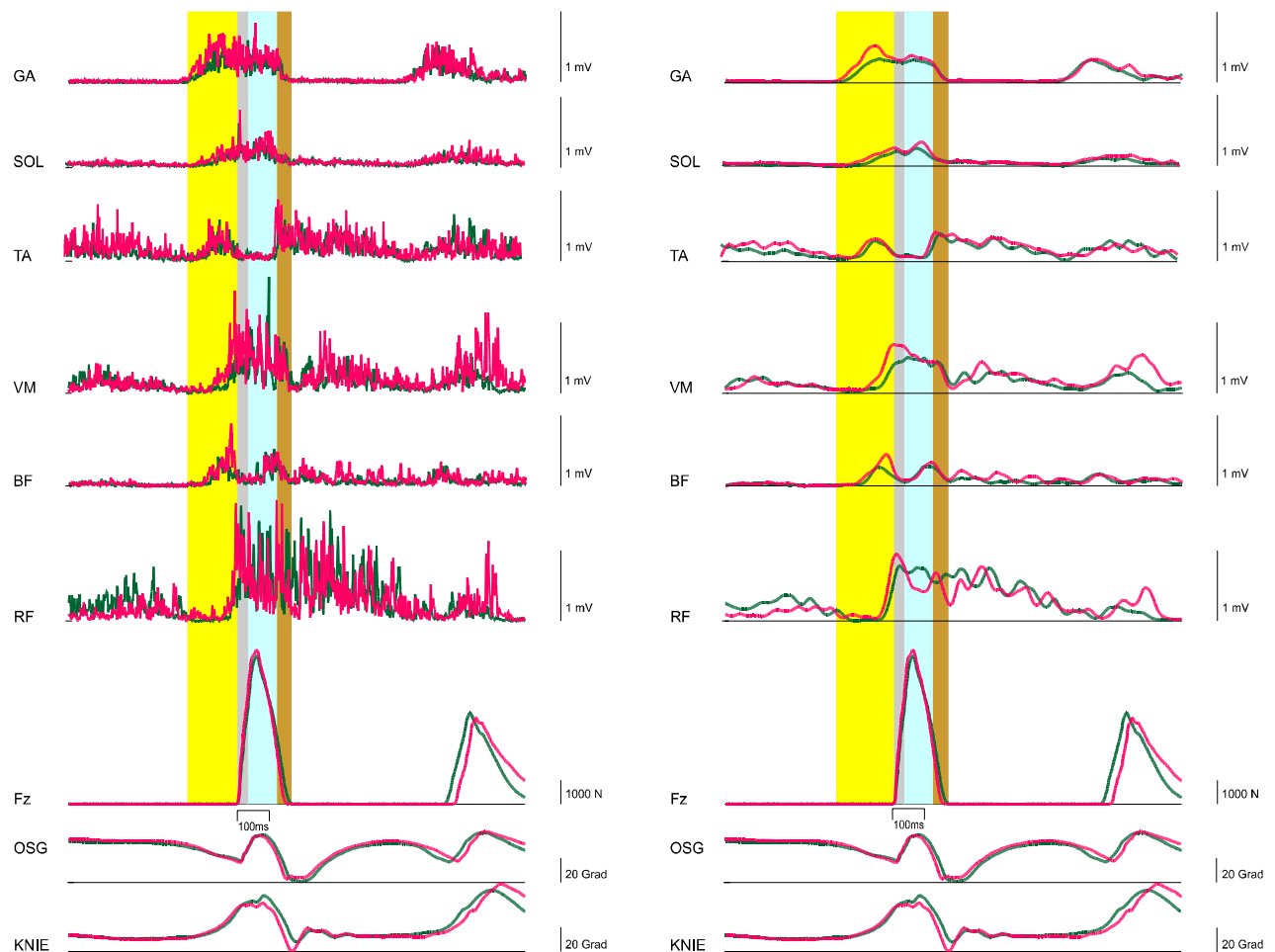


Abb. 7-2: Exemplarische Darstellung der mechanischen und neuromuskulären Veränderungen durch den Trainingsprozess eines Athleten der Gruppe „intensiv“

Die Ergebnisse des Pretests entsprechen den grünen, die des Posttests den roten Linien. Die rechte Seite zeigt die EMG-Werte nach einer Tiefpassfilterung mit 15 Hz.

7.4.2. Quantitative Pre-Post-Analyse der Trainingsauswirkungen auf die Technik, die mechanischen und neuromuskulären Parameter

7.4.2.1. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die isometrische Maximalkraft und Sprungkraft

Die Unabhängigkeit der reaktiven Leistungsfähigkeit von der isometrischen Maximalkraft, relativen Kraft und Explosivkraft wurde bereits erwähnt und in mehreren Arbeiten nachgewiesen (SCHMITDBLEICHER / GOLLHOFER 1985; GOLLHOFER 1987; FRICK 1993; NEUBERT 1999). In der vorliegenden Arbeit wird deshalb keine detaillierte Analyse zwischen den Komponenten der isometrischen Kraft und der reaktiven Leistungsfähigkeit vorgenommen. Um Fragen über einen möglichen hohen Einfluss der isometrischen Kraft und ihrer Komponenten auf die reaktive Leistungsfähigkeit auszuschließen, sollen hier jedoch die Zusammenhänge zwischen der isometrischen Kraft und den Sprungkraftwerten (Sprunghöhe beim SJ und CMJ) sowie der reaktiven Leistungsfähigkeit dargestellt werden. Zusätzlich werden noch mögliche Auswirkungen der zwei Trainingsmethoden (intensiv und extensiv) auf die Sprungkraft (Sprunghöhe der CMJ und SJ) und die isometrische Kraft mit ihren charakteristischen Parametern analysiert.

Beziehung zwischen den Komponenten der isometrischen Kraft und den Sprungkraftwerten sowie der reaktiven Leistungsfähigkeit

Die Beziehungen zwischen den Komponenten der isometrischen Kraft (hier die rel. Maximalkraft $F_{\max\text{rel}}$ und der an der Maximalkraft relativierten Explosivkraft F_{explrel}) und den Sprungkraftwerten (Sprunghöhe CMJ und SJ) sind in der Tabelle 7-9 aufgelistet. Im zweiten Teil der Tabelle sind die Kraftparameter und die Parameter der reaktiven Leistungsfähigkeit (Sprunghöhe und Leistungsindex aus 40 cm) dargestellt. In der vorliegenden Tabelle wurden nur die Daten aus der Querschnittstudie (Pre-Daten) einbezogen, womit der Einfluss der Trainingsintervention ausgeschlossen wurde.

Tab. 7-9: Multiple Korrelationsmatrix für die relativen Kraftparameter $F_{\max\text{rel}}$ und F_{explrel} als Prädiktoren; Kriteriumsvariablen sind die Sprunghöhen aus den Countermovement Jumps (CMJ), Squat Jumps (SJ) und Drop Jumps (DJ) aus 40 cm Fallhöhe sowie der reaktive Leistungsindex (L_{index}) ebenfalls aus 40 cm Fallhöhe.

Kriterium	Sprunghöhe CMJ		Kriterium	Sprunghöhe SJ	
Prädiktoren	R	R²	Prädiktoren	R	R²
$F_{\max\text{rel}}$	0,61	0,37	$F_{\max\text{rel}}$	0,63	0,40
$F_{\max\text{rel}} / F_{\text{explrel}}$	0,64	0,41	$F_{\max\text{rel}} / F_{\text{explrel}}$	0,68	0,46
Kriterium	Sprunghöhe DJ 40 cm		Kriterium	L_{index} DJ 40 cm	
Prädiktoren	R	R²	Prädiktoren	R	R²
$F_{\max\text{rel}}$	0,46	0,21	$F_{\max\text{rel}}$	0,54	0,30
$F_{\max\text{rel}} / F_{\text{explrel}}$	0,52	0,27	$F_{\max\text{rel}} / F_{\text{explrel}}$	0,59	0,35

Erläuterungen: $F_{\max\text{rel}}$ = relativierte an Körpergewicht Maximalkraft, F_{explrel} = relativierte an die Maximalkraft Explosivkraft, CMJ = Countermovement Jump, SJ = Squat Jump, DJ = Drop Jump, L_{index} = reaktiver Leistungsindex.

Die anhand der Kraftprädiktoren erzielte Aufklärungsrate der Gesamtvarianz beträgt 41% für die Sprunghöhe beim Countermovement Jump und 46% für die Sprunghöhe beim Squat Jump. Die Auf-

klärungsrate für die Sprunghöhe des Drop Jumps beträgt 27% und für den reaktiven Leistungsindex 35%.

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen die bisherigen Erkenntnisse über die Basisfunktion der Maximalkraft für Schnellkraftbewegungen mit konzentrischen und/oder exzentrischen Kontraktionen. Demgegenüber deuten die mittleren Korrelationskoeffizienten zwischen den Kraftprädiktoren und den Parametern der reaktiven Leistungsfähigkeit (Sprunghöhe und reaktiver Leistungsindex aus 40 cm Fallhöhe) die untergeordnete Rolle der Maximalkraft für die reaktive Leistungsfähigkeit an. Diese Ergebnisse decken sich mit den Erkenntnissen von SCHMITDBLEICHER / GOLLHOFER (1985) bzw. NEUBERT (1999) und bestätigten die Annahme von GOLLHOFER (1987), dass die reaktive Leistungsfähigkeit als eine eigenständige Krafdimension anzusehen ist.

Die Auswirkung der intensiven und extensiven Trainingsmethode auf die isometrische Kraft und ihre Komponenten

Es ist von besonderem Interesse, inwiefern die unterschiedlichen Trainingseinflüsse die oben angesprochenen Kraftparameter überhaupt beeinflussen. Aufgrund der Eigenständigkeit der reaktiven Leistungsfähigkeit sind hier keine großen Veränderungen zu erwarten. Die entsprechenden Auswirkungen der intensiven und extensiven Trainingsmethoden auf die unterschiedlichen Kraftparameter sind in den nachfolgenden Abbildungen (Abb. 7-3 und 7-4) dargestellt.

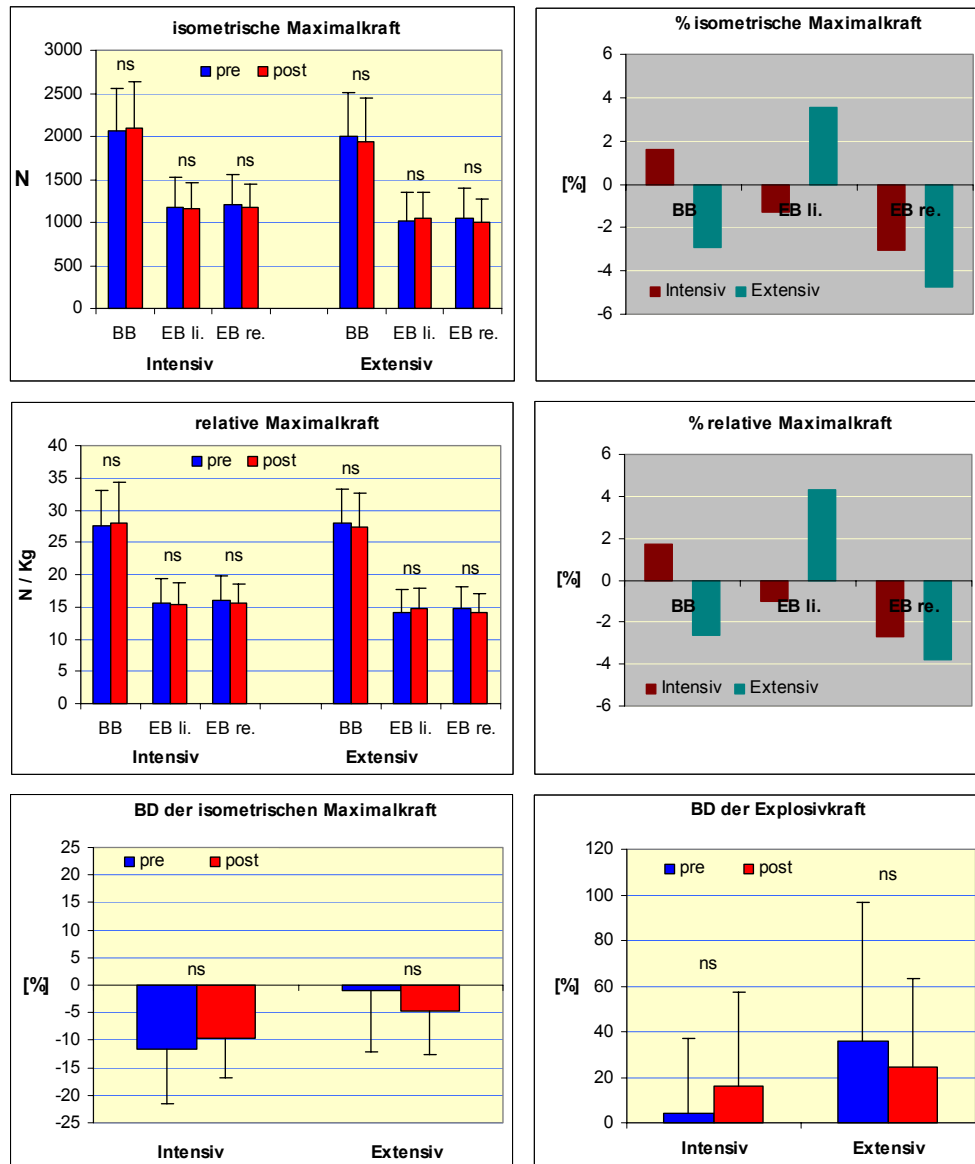


Abb. 7-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten und relativen isometrischen Maximalkraft für beide Gruppen vor (blaue Balken) und nach (rote Balken) der Trainingsphase (linker Teil der Abb.). Im rechten Teil der Abb. sind die prozentualen Unterschiede beider Gruppen nach der Trainingsphase dargestellt. Untersucht wurden jeweils die beidbeinigen (BB) und einbeinigen (EB) Kraftwerte. Der untere Teil der Abb. stellt das bilaterale Defizit (BD) der Maximal- und Explosivkraft dar. Das BD liegt für die Maximalkraft im negativen Bereich. Die Explosivkraft zeigt hingegen positive Werte.

Nach der Trainingsphase konnten sowohl bei der intensiven als auch bei der extensiven Gruppe keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Komponenten der isometrischen Kraft festgestellt werden.

Die Trainingsgruppen zeigten nach der Trainingsphase folgende Veränderungen:

- Eine leichte Senkung der maximalen und relativen isometrischen Maximalkraft bei der extensiven Gruppe
- Eine leichte Erhöhung der maximalen und relativen isometrischen Maximalkraft bei der intensiven Gruppe
- Eine Erhöhung (n.s.) des BD der Maximal- und Explosivkraft (extensive Gruppe). Dagegen zeigt die intensive Gruppe eine Senkung (n.s.) des BD der beiden Kraftparameter

- Eine Erhöhung der absoluten und relativen Werte der Explosivkraft für beide Gruppen
- Die extensive Trainingsmethode verursacht eine Rechtsverschiebung der Kraftkurve in der Anfangsphase (Abb. 7-5)
- Die einbeinigen Werte zeigen kein einheitliches Bild

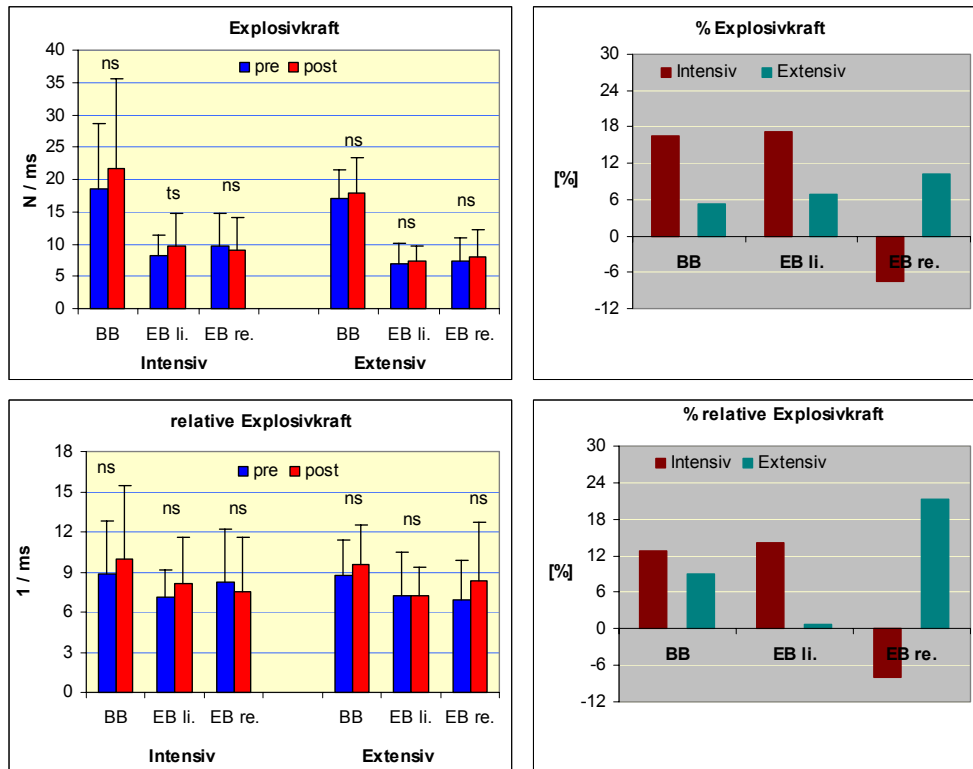


Abb. 7-4: Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten und relativen isometrischen Explosivkraft für beide Gruppen vor (blaue Balken) und nach (rote Balken) der Trainingsphase (linker Teil der Abb.). Im rechten Teil der Abb. sind die prozentualen Unterschiede beider Gruppen nach der Trainingsphase dargestellt. Untersucht wurden jeweils die beidbeinigen (BB) und einbeinigen (EB) Kraftwerte.

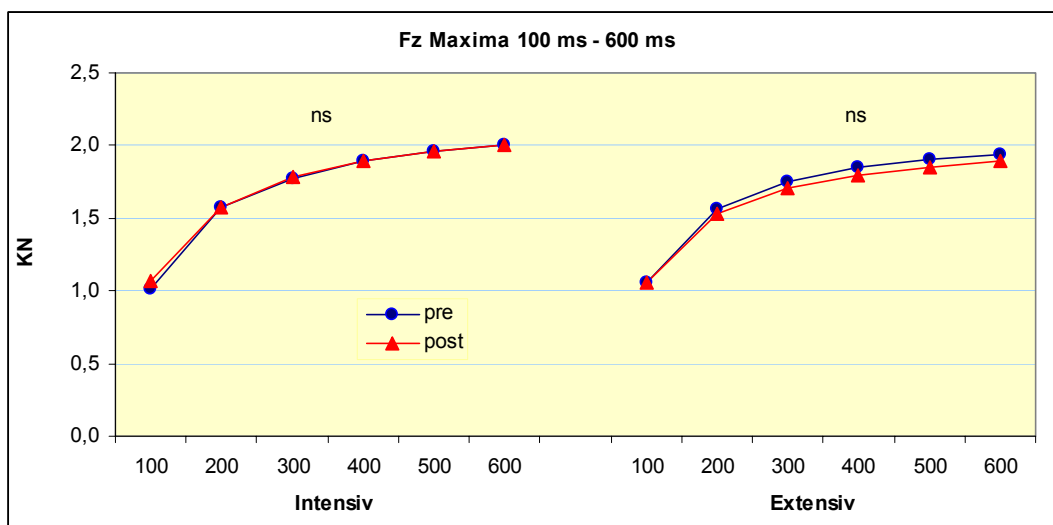


Abb. 7-5: Kraftmaxima (Mittelwerte) der ersten 600 ms geteilt in 100 ms. Zeitfenster für beide Trainingsgruppen vor (blaue Linie) und nach (rote Linie) der 4-wöchigen Trainingsphase.

Die gewonnenen Ergebnisse stützten die Annahme von GOLLHOFER (1987) hinsichtlich einer relativen Eigenständigkeit der reaktiven Leistungsfähigkeit, unabhängig von den Werten der Maximalkraft und der Explosivkraft. Ansonsten hätten die durchgeführten Trainingsmaßnahmen zu größeren und auch signifikanten Veränderungen dieser Werte im Rahmen dieser Untersuchung führen müssen.

Die Auswirkung der intensiven und extensiven Trainingsmethoden auf die Sprunghöhe des CMJ und SJ

Die Ergebnisse der Sprunghöhe des SJ (Abb. 7-6) verliefen analog zur Entwicklung der Kraftparameter der isometrischen Kontraktion. Beide Gruppen konnten nach der Trainingsphase bezüglich der Sprunghöhe beim SJ keine Verbesserung nachweisen. Der Grund hierfür ist vermutlich darin zu finden, dass durch den Trainingsinput die isometrischen Maximalkraftparameter nicht beeinflusst wurden. Wie anhand des Determinationskoeffizienten ($R^2 = 0,46$) in Tab. 7-9 gezeigt werden kann, weist der SJ - als rein konzentrische Bewegung - einen hohen Zusammenhang mit diesem Kraftparameter auf. Daher waren, wie erwartet, bei dieser Testleistung keine Veränderungen zu beobachten.

Demgegenüber sind allerdings bei den Trainingsauswirkungen auf die Sprunghöhe beim CMJ bei der Gruppe „intensiv“ signifikante Steigerungen in einer Größenordnung von ca. 5,5% zu beobachten. Die Gruppe „extensiv“ zeigte hier nach dem Training keine signifikanten Veränderungen. Die nur bei der Gruppe „intensiv“ beobachteten Steigerungen der Sprunghöhe beim CMJ deuten darauf hin, dass hier die intensive Methode im Gegensatz zur extensiven Methode einen größeren adaptiven Reiz darstellt. Der Unterschied zu den Ergebnissen beim SJ ist damit zu erklären, dass der CMJ - anders als der SJ - keine reine konzentrische Bewegung, sondern eine langsame Form im DVZ darstellt und deshalb für die Entwicklung dieser Sprungform nicht nur die isometrischen Kraftparameter berücksichtigen werden sollten.

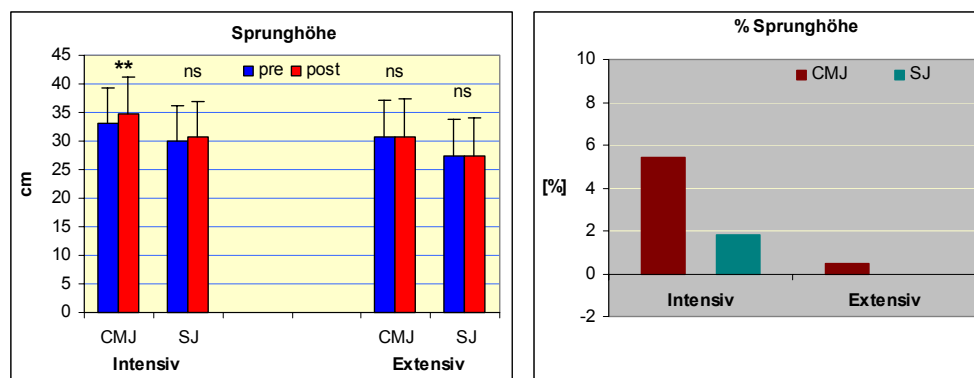


Abb. 7-6: Mittelwerte und Standardabweichungen der Sprunghöhe beim CMJ und SJ für beide Gruppen vor (blaue Balken) und nach (rote Balken) der Trainingsphase (linker Teil der Abb.). Der rechte Teil der Abb. zeigt die prozentualen Unterschiede beider Gruppen nach der Trainingsphase.

7.4.2.2. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die Technik beim Drop Jump (DJ)

Hinsichtlich der spezifischen Eigenschaften beim Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus ist es von entscheidender Bedeutung, die Art der Bewegungsausführung beim DJ zu beachten. Vorrangig gibt es nach BOBBERT et al. (1986) und BUBECK (2002) zwei unterschiedliche Ausprägungsformen des DJ:

- Die erste Form ist durch kurze Bodenkontaktzeiten und geringe Amortisationsbewegungen gekennzeichnet. Diese Variante ist als „bouncing“ DJ bekannt und stellt die Ausführung in Form eines kurzen DVZ dar.
- Die zweite Version zeichnet sich durch größere Amortisationsbewegungen und eine etwas weichere Sprungbewegung aus, wodurch diese Form die Bezeichnung „compliant“ DJ oder in ihrer Ausführungsform als langer DVZ bezeichnet wird. Dieser Bewegungstyp geht vermehrt in die Richtung eines CMJ.

Aufgrund dieser unterschiedlichen Bewegungstypen ist es von großer Bedeutung, die Veränderungen hinsichtlich der Bewegungstechniken durch die unterschiedlichen Trainingsprogramme zu betrachten. Für diese Betrachtungen müssen aber auch die jeweiligen Belastungsbedingungen beim Pre- und Posttest untereinander vergleichbar sein. Aus diesem Grunde wurden die realen Fallhöhen (vgl. KIBELE 1995; BUBECK 2002) bei beiden Testzeitpunkten analysiert. Die Ergebnisse sind in der nachfolgenden Abbildung dargestellt.

Die Abbildung 7-7 zeigt, dass sich die realen Fallhöhen durch das Training nicht signifikant verändert haben und in etwa im gleichen Bereich wie vor dem Training blieben. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Sprünge sowohl vor als auch nach dem Trainingsprozess mit der gleichen Belastung durchgeführt wurden.

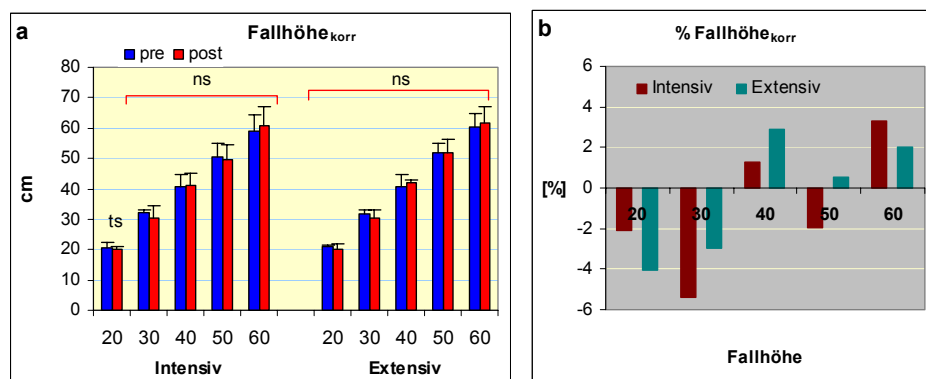


Abb. 7-7: Mittelwert, Standardabweichung und prozentuale Unterschiede der korrigierten Fallhöhen beider Gruppen vor und nach dem Training

Betrachtet man nun die Auswirkungen der Trainingsprogramme auf die maximalen Gelenkwinkelamplituden im Sprung- und Kniegelenk, so können die in den nachfolgenden Abbildungen dargestellten Ergebnisse beobachtet werden.

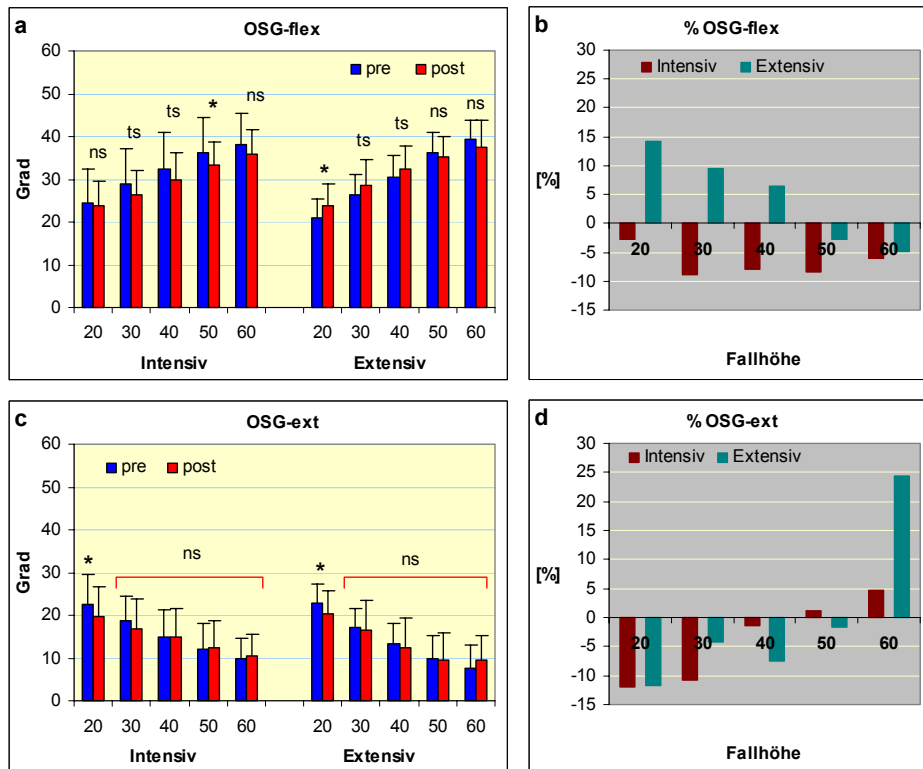


Abb. 7-8: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der Winkelamplituden des Sprunggelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training

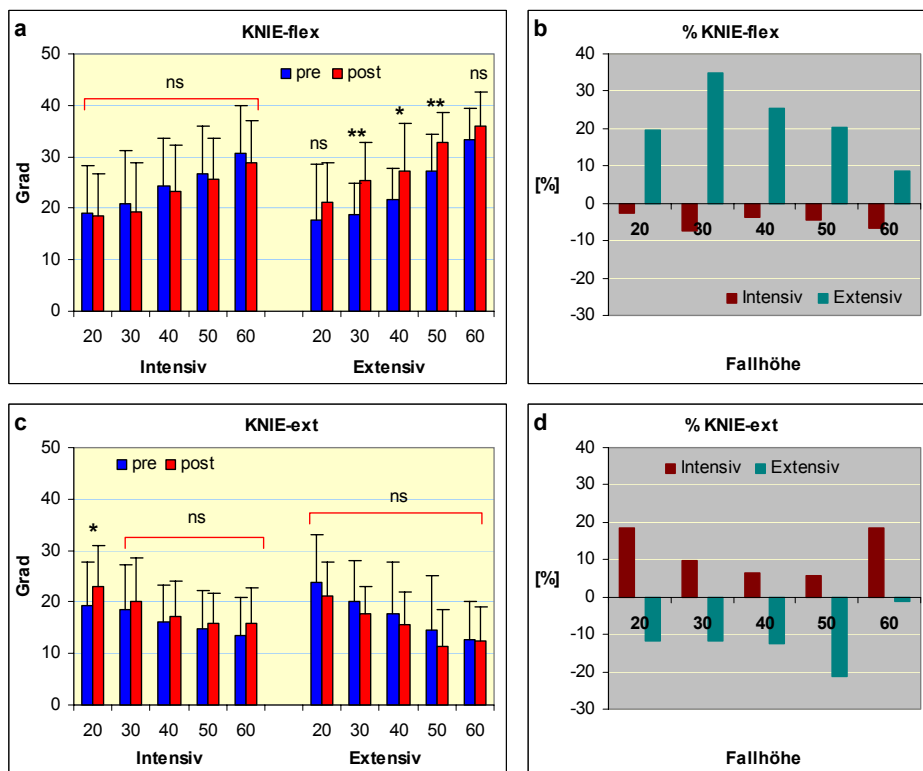


Abb. 7-9: Mittelwert, Standardabweichung und prozentuale Unterschiede der Winkelamplituden des Kniegelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training

Wie anhand der Gelenkwinkelamplituden im Sprung- und Kniegelenk ersichtlich wird, haben die beiden Trainingsmethoden teilweise deutliche Veränderungen bewirkt. Dabei fallen die Veränderungen während der Amortisationsphase (Flexionsphase) im Vergleich zur Streckphase (Extensionsphase), deutlicher aus. Bezüglich der Auswirkungen der unterschiedlichen Trainingsmethoden lässt sich beobachten, dass die extensive Methode während der Flexionsphase größere Bewegungsamplituden verursacht. Diese Unterschiede sind tendenziell signifikant (Sprunggelenk) bis hoch signifikant (Kniegelenk). In der Extensionsphase lassen sich bei dieser Gruppe zwar auch Verringerungen in den Gelenkwinkelamplituden beobachten, die sich aber als nicht signifikant erweisen.

Die Ergebnisse bei den Gelenkwinkelamplituden lassen darauf schließen, dass der Trainingsinput in Form von extensiv ausgeführten Drop Jumps zu Vergrößerungen der Gelenkwinkelauslenkungen im Sprung- und Kniegelenk während der Amortisationsphase führte. Somit ist bei diesem Sprungverhalten anzunehmen, dass hier eher die sog. „compliant“ Version der Drop Jumps zur Anwendung kommt. Die Ursachen für diese Veränderung im Bewegungsverhalten sind voraussichtlich in den neuromuskulären Aktivierungsmechanismen zu suchen. Hierauf soll an späterer Stelle weiter eingegangen werden.

Demgegenüber verzeichnen die Probanden der Gruppe „intensiv“ tendenzielle Verringerungen ihrer Gelenkwinkelauslenkungen während der Amortisationsphase und vermehrte Tendenzen zu größeren Gelenkextensionen während der Abdruckphase. Dies lässt auf eine Erhöhung der Stiffness in den unteren Extremitäten schließen, die während der Amortisationsphase geringere Beugewinkel aufweisen und anschließend die positiv dynamische Bewegungsphase zusätzlich unterstützen. Auch hier ist die Ursache in den neuromuskulären Aktivierungscharakteristiken zu vermuten, die sich infolge des Trainingsprozesses verändert zu haben scheinen.

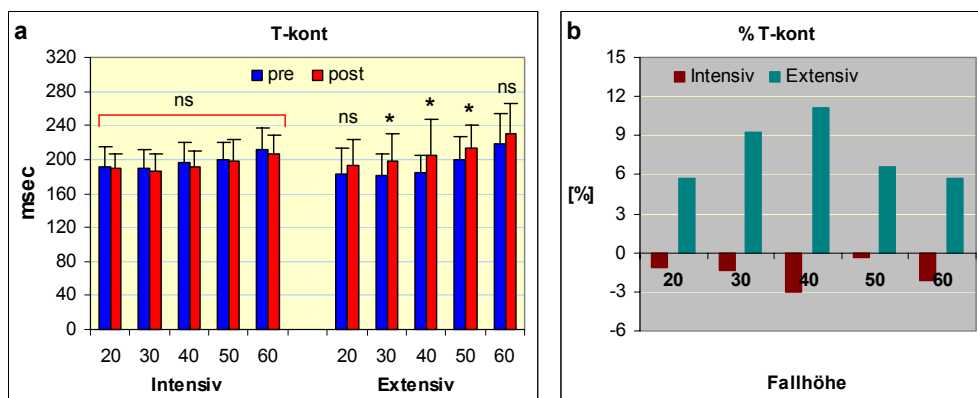


Abb. 7-10: Mittelwert, Standardabweichung und prozentuale Unterschiede der Bodenkontaktzeiten beider Gruppen vor und nach dem Training

Die längeren Winkelamplituden während der Flexionsphase der extensiven Trainingsgruppe spiegeln sich auch in den erheblich längeren Bodenkontaktzeiten ($p < 0,05$) dieser Gruppe (Abb. 7-10) wider. Die Bodenkontaktzeiten wurden nach dem Training zwischen 5,7% (Fallhöhe 60 cm) und 11,2% (Fallhöhe 40 cm) länger. Dagegen zeigten die Bodenkontaktzeiten der intensiven Trainingsgruppe nach

der Trainingsphase eine Verkürzung von 0,3% (Fallhöhe 50 cm) bis 3,1% (Fallhöhe 40 cm). Diese Abweichungen blieben aber in einem niedrigen Rahmen (n.s.).

Diese Ergebnisse belegen, dass der Einfluss des extensiven Trainings bei den Probanden zu signifikanten Verlängerungen der Bodenkontaktzeiten geführt hat, die dabei teilweise deutlich Werte über 200 ms angenommen haben. Nimmt man diesen Wert als Grenzwert für eine gute reaktive Sprungleistungsfähigkeit, so kann gefolgert werden, dass diese Trainingsform zu Verschlechterungen der Reaktivität geführt hat. Teilweise kann dies auch anhand der Form der Kraftkurven bzw. deren Veränderungen während des Trainingsprozesses beobachtet werden. Die nachfolgenden Abbildungen (Abb. 7-11 und 7-12), die die Ergebnisse der qualitativen Analyse der Kraft-Zeit-Verläufe darstellen, geben hierüber Auskunft.

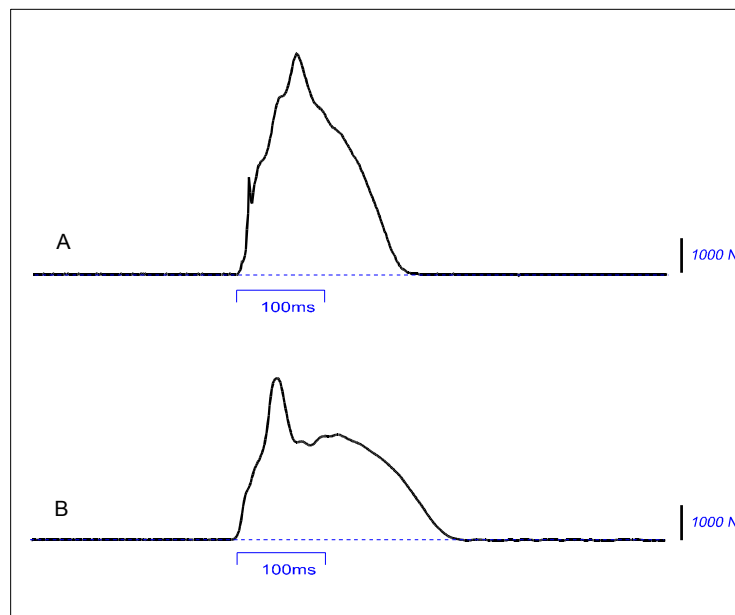


Abb. 7-11: Kraft- Zeit-Verläufe beim DJ. Oben – Kraftspitze Typ A, unten – Kraftspitze Typ B.

Erläuterungen:

Typ A: Bei diesem Typ erfolgt nach einer kleinen initialen Kraftspitze eine hohe Kraftspitze mit einem steilen Abfall. Das Kraftmaximum liegt etwa in der Mitte der Bodenkontaktzeit.

Typ B: Bei diesem Kraftkurventyp folgt nach einem steilen Kraftanstieg ein unterbrochener Abfall durch ein Plateau oder eine zweite Kraftspitze. Das Kraftmaximum liegt im ersten Viertel der Bodenkontaktzeit und zeichnet sich durch längere Bodenkontaktzeiten aus.

Die Kraft-Zeit-Verläufe zeigen bei der extensiven Trainingsgruppe nach dem Training und ab der Fallhöhe 40 cm eine eindeutigerere Typisierung und somit die Möglichkeit der Zuordnung der Kraftkurven zu den Kurventypen A und B, die bei der Fallhöhe 60 cm 85,7% erreichten. Die intensive Trainingsgruppe zeigte hierbei nach dem Training eine Verringerung des Typ B und eine Erhöhung des Typ A. Beim gesamten Anteil beider Typen konnte für die Fallhöhen 40 cm und 60 cm eine Verringerung und bei den anderen Fallhöhen eine Erhöhung beobachtet werden. Diese Erhöhung blieb allerdings niedriger als bei der extensiven Trainingsgruppe. Somit kann festgestellt werden, dass der Trainingsprozess bei der Trainingsgruppe „extensiv“ eher zu einer Eindeutigkeit der Ausprägung der Kraftkurven und somit zu einer Zuordnung der beiden vorrangigen Kurventypen geführt hat. Dabei hat sich bei dieser Trainingsgruppe eine Verschiebung der Kraftkurventypen hin zu den Typen B, also den zwei-

gipfligen oder mit Plateau versehenen Typen, eingestellt. Dies war bei der Gruppe „intensiv“ nicht in dem Maße der Fall. Hier veränderten sich die Kurventypen vorrangig in Richtung des Typ A, der durch eine Eingipfligkeit und einen steilen Kraftanstieg und -abfall gekennzeichnet ist. Diese Unterschiede bestätigen die oben gefundenen Erkenntnisse, dass der Trainingsprozess zu deutlichen Veränderungen in den Sprungtechniken der beiden Trainingsgruppen geführt hat. Diese Unterschiede fallen aber bei der Trainingsgruppe „extensiv“ deutlicher aus.

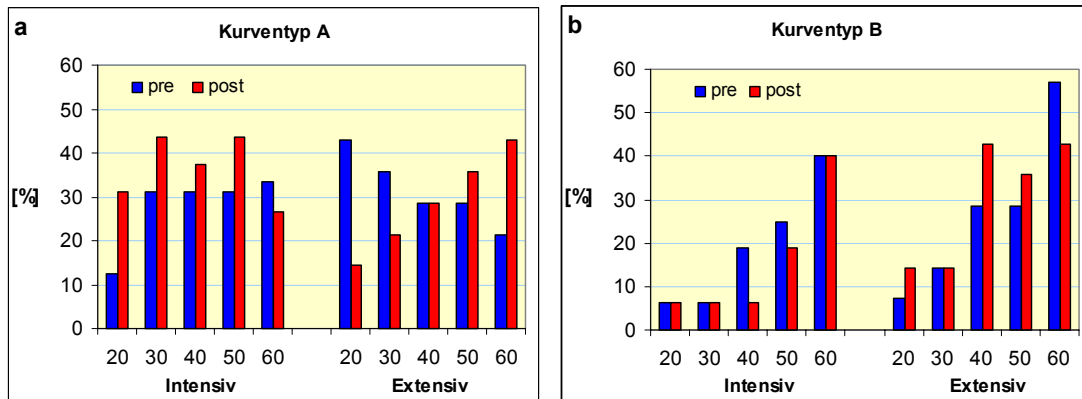


Abb. 7- 12: Prozentualer Anteil der Sprünge mit einer hohen initialen Kraftspitze

Typ A: Hohe Kraftspitze mit steilem Abfall der Kraftkurve

Typ B: Hohe Kraftspitze mit unterbrochenem Abfall durch ein Plateau oder einer doppelten Kraftspitze

Teil a: Typ A der Kraftkurve, Teil b: Typ B der Kraftkurve

7.4.2.3. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die physiologischen und mechanischen Parameter

Wie bereits in den vorangegangenen Kapiteln dargestellt, üben die beiden zur Anwendung gekommenen Trainingsmethoden starke Einflüsse auf die technische Ausführung der Sprünge aus. Das Ziel dieses Kapitels ist es zu analysieren, inwieweit sich weitere mechanische Parameter und vor allem die neuromuskulären Aktivierungscharakteristika in Abhängigkeit von der Trainingsmaßnahme verändern. An erster Stelle sollen nachfolgend die Trainingsauswirkungen auf die Sprunghöhe und die Absprunggeschwindigkeit näher betrachtet werden. Hierdurch können, für die Berechnung des reaktiven Leistungsindex als Quotient aus Flugzeit und Kontaktzeit des jeweiligen Sprunges, Überlegungen dahingehend angestellt werden, welche Veränderungen bei der reaktiven Leistungsfähigkeit am stärksten durch die beiden unterschiedlichen Trainingsmethoden verursacht werden.

Die nachfolgende Abbildung zeigt die Veränderungen bei den Sprunghöhen und Absprunggeschwindigkeiten der beiden Gruppen.

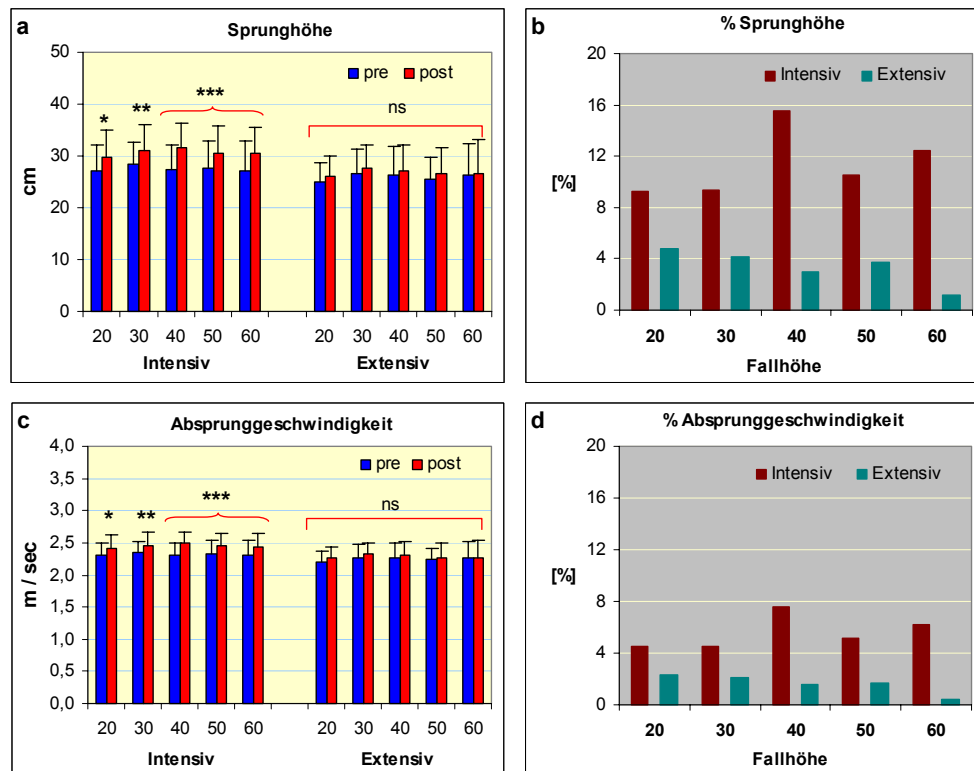


Abb. 7-13: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der Sprunghöhen und Absprunggeschwindigkeit beider Gruppen vor und nach der Trainingsphase

Beide Gruppen zeigen zwar eine Verbesserung sowohl der Sprunghöhen als auch der Absprunggeschwindigkeiten, der Grad dieser Verbesserung fällt jedoch unterschiedlich aus. Die Gruppe der intensiven Trainingsmethode zeigt eine erhebliche Verbesserung ($0,001 < p < 0,05$) der Sprunghöhe im Wert von 9,2% (Fallhöhe 20 cm) bis 15,6% (Fallhöhe 40 cm) und der Absprunggeschwindigkeit von 4,5% bis 7,6% für die gleichen Fallhöhen.

Im Vergleich zeigte die Gruppe der extensiven Trainingsmethode zwar eine Verbesserung beider Parameter, jedoch bleiben die prozentualen Unterschiede (Abb. 7-13d) niedriger als bei denen der intensiven Gruppe und sind nicht signifikant (Werte zwischen 1,1% und 4,7% für die Sprunghöhe und 0,5% bis 2,3% für die Absprunggeschwindigkeit).

Bemerkenswert ist noch die Tatsache, dass die prozentualen Unterschiede der extensiven Gruppe sowohl für die Sprunghöhe als auch für die Absprunggeschwindigkeit mit steigender Dehnungsbelastung kontinuierlich absinken. Im Gegensatz dazu steigen bei der intensiven Trainingsgruppe die prozentualen Unterschiede bis zur Fallhöhe von 40 cm an und sinken danach leicht ab.

Die Sprunghöhen- und Absprunggeschwindigkeitsunterschiede lassen sich sehr gut anhand der mittleren Winkelgeschwindigkeiten im Knie- und Sprunggelenk erklären. Erstere sind in der nachfolgenden Abbildung (Abb.7-14) getrennt für die Amortisations- (Flexion) und Abdruckphase (Extension) dargestellt.

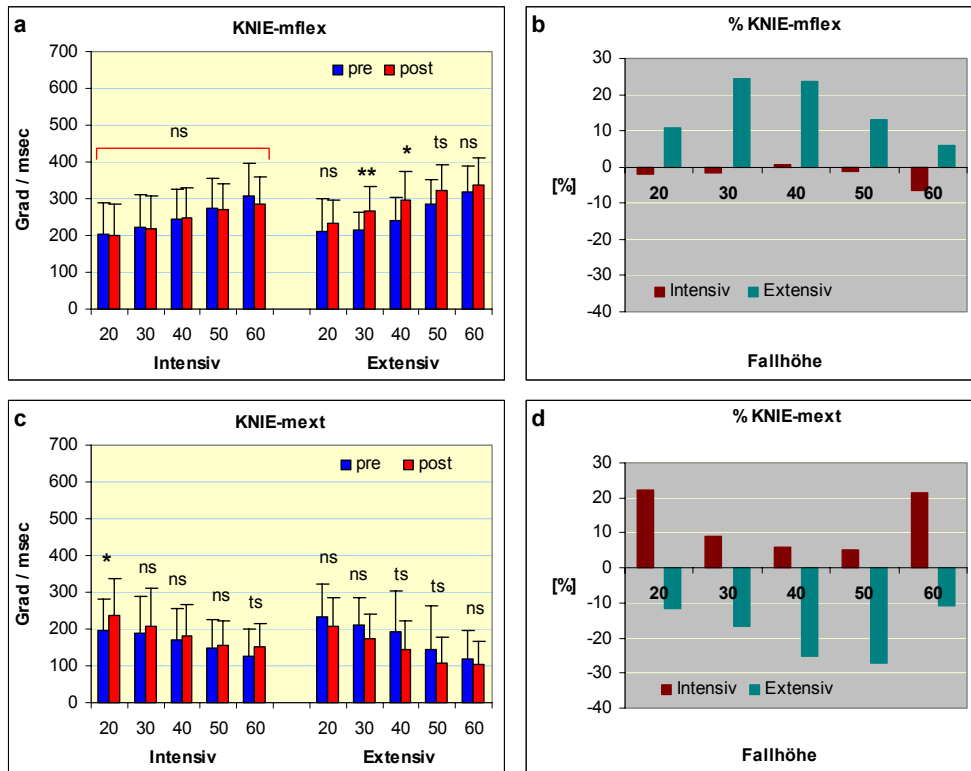


Abb. 7-14: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Kniegelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training

Die mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Kniegelenkes während der Amortisationsphase zeigen für die extensive Trainingsgruppe nach dem Trainingsprozess sehr hohe prozentuale Unterschiede (Werte zwischen 10,6% und 24,3% höher nach dem Training, Ausnahme: Fallhöhe 60 cm). Diese Unterschiede sind zum Teil hoch signifikant (Fallhöhe 30 cm). Im Gegensatz hierzu erweisen sich die Veränderungen bei der mittleren Winkelgeschwindigkeit der intensiven Trainingsgruppe als sehr gering und nicht signifikant. Dies deutet auf ein deutlich härteres Abfangen der negativ dynamischen Bewegung bei der Trainingsgruppe „intensiv“ im Vergleich zur Trainingsgruppe „extensiv“ nach dem Trainingsprozess hin.

Der deutlichen Erhöhung der Winkelgeschwindigkeiten während der Amortisationsphase folgen in der Abdruckphase (Extension) bei der extensiven Trainingsgruppe deutlich verringerte Werte. Dabei liegen die Werte während dieser Phase zwischen 11,0% und 27,1% niedriger im Vergleich zu den Werten vor dem Training. Dies bedeutet, dass zusätzlich zu dem schnelleren Nachgeben im Kniegelenk eine deutlich niedrigere Streckgeschwindigkeit während der Abdruckphase bei dieser Trainingsgruppe zu beobachten war.

Demgegenüber war die intensive Gruppe in der Lage, während der Extensionsphase höhere mittlere Winkelgeschwindigkeiten zu erzielen, die zum Teil im signifikanten Bereich liegen (Fallhöhe 20 und 40 cm). Dies bedeutet, dass die Mitglieder dieser Trainingsgruppe bei nahezu gleich bleibenden Amortisationsgeschwindigkeiten in diesem Gelenk deutlich höhere Abdruckgeschwindigkeiten generieren können. Hierdurch lassen sich zum Teil auch die Veränderungen in den Absprunggeschwindigkeiten

und Sprunghöhen erklären. Die Ursache hierfür könnte in einer vermehrten Speicherung und Freisetzung von Energie gefunden werden (vgl. VAN INGEN SCHENAU et al. 1997b).

Die Veränderungen in der mittleren Winkelgeschwindigkeit während der Amortisations- und Abdruckphase im Sprunggelenk zeigen die nachfolgenden Abbildungen.

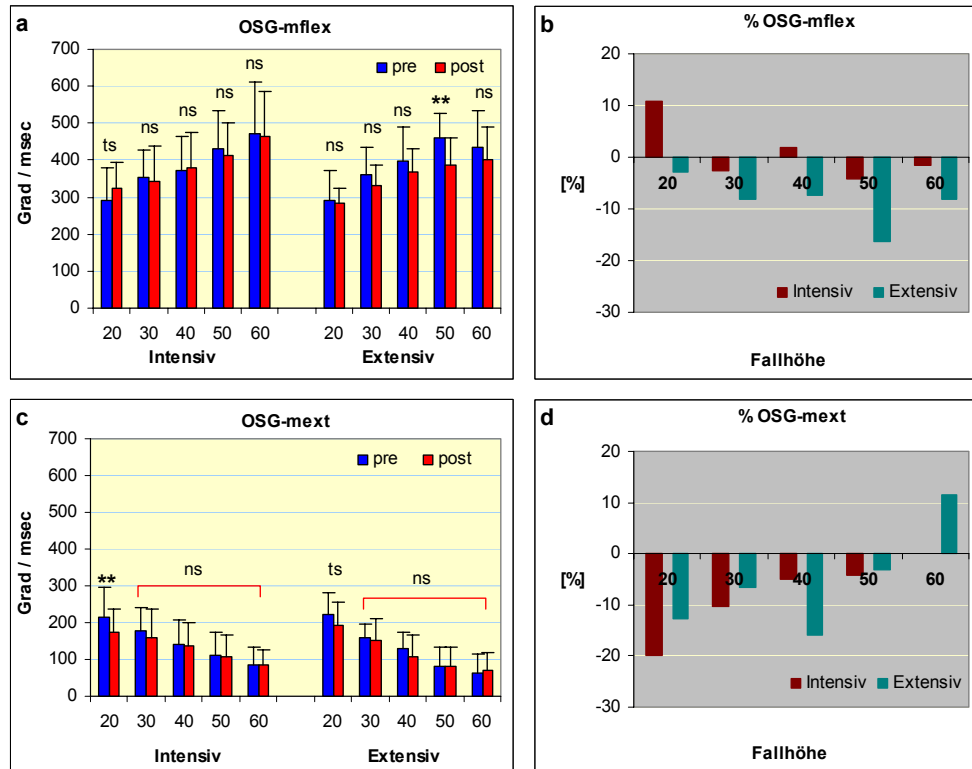


Abb. 7-15: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Sprunggelenkes während der Flexions- und Extensionsphase beider Gruppen vor und nach dem Training

Die mittleren Winkelgeschwindigkeiten des Sprunggelenkes (Abb. 7-15) zeigen besonders während der Flexionsphase bei der extensiven Gruppe eine Reduzierung um Werte zwischen 2,9% (Fallhöhe 20 cm) und 16,2%. Bei der intensiven Gruppe lassen sich dagegen nur minimale Änderungen und für die Fallhöhen 20 und 40 cm sogar positive Werte ausmachen.

Während der Extensionsphase kommt es bei beiden Gruppen bei den niedrigen Fallhöhen zu erkennbaren Unterschieden: Die Werte der mittleren Winkelgeschwindigkeiten sind nach dem Training niedriger, mit Ausnahme der Fallhöhe 60 cm. Die Unterschiede sind aber, abgesehen von der Fallhöhe 20 cm, nicht signifikant.

Somit ist bei beiden Trainingsgruppen von einer Verringerung der mittleren Winkelgeschwindigkeiten im Sprunggelenk während der DJ Bewegung auszugehen.

Die unterschiedlichen Trainingsmethoden verursachten besonders für die extensive Gruppe hoch signifikante Veränderungen auch bei den Bodenreaktionskräften, wie die nachfolgende Abbildung (Abb. 7-16) verdeutlicht.

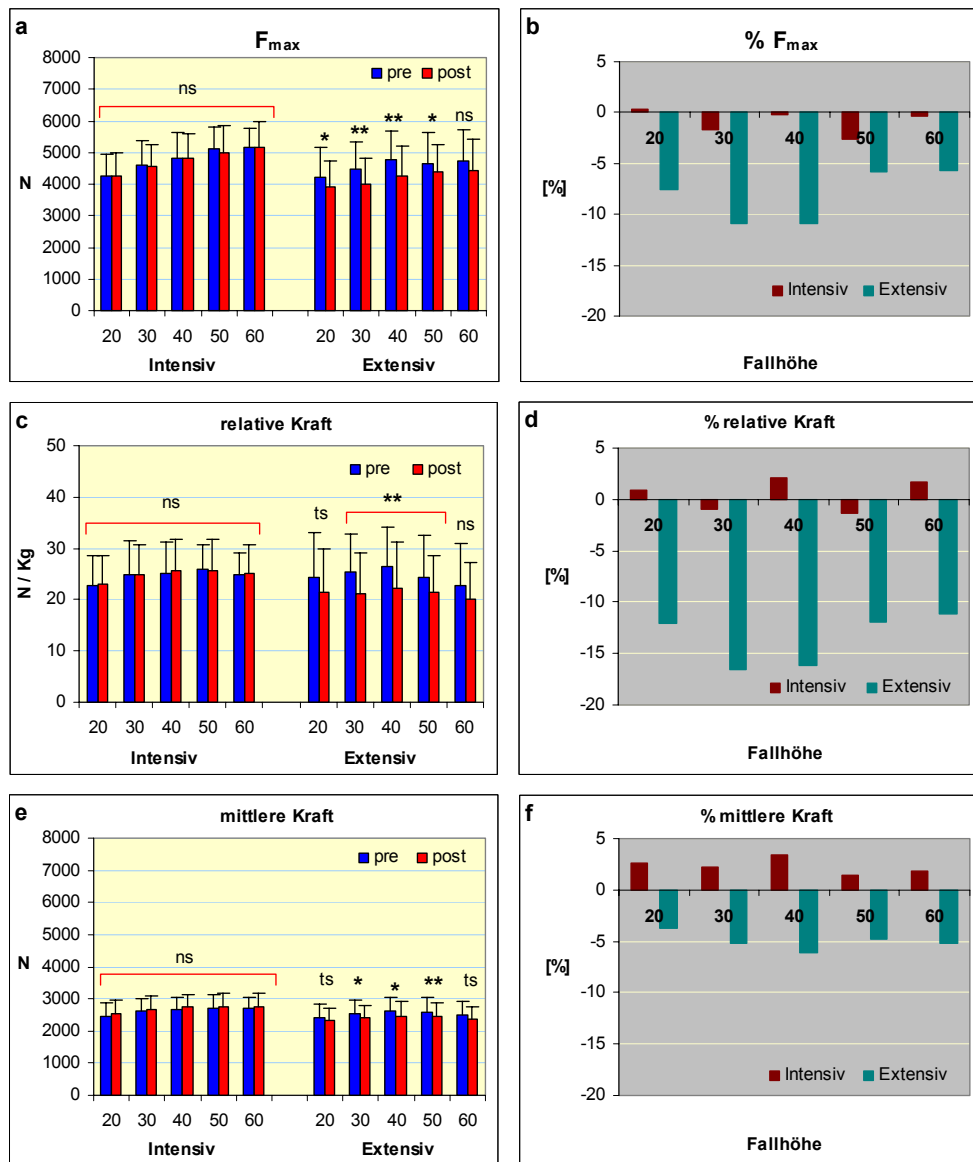


Abb. 7-16: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der maximalen Bodenreaktionskraft (F_z) (a, b), der am Körpergewicht relativierten maximalen Bodenreaktionskraft (c, d) und der mittleren Kraft (e, f) beider Gruppen vor und nach dem Training

Die extensive Gruppe zeigt nach dem Training erhebliche Senkungen der Kraftparameter sowohl bei den absoluten (Abb. 7-16a/b) als auch bei den am Körpergewicht relativierten Werten (Abb. 7-16c/d und 7-16e/f).

Die intensive Gruppe dagegen verzeichnet nach dem vierwöchigen Trainingsprogramm minimale Veränderungen, die teils negativ (maximale Bodenreaktionskraft und an das Körpergewicht relativierte maximale Bodenreaktionskraft für die Fallhöhen aus 30 und 50 cm) und teils positiv (mittlere Kraft und an das Körpergewicht relativierte maximale Bodenreaktionskraft für die Fallhöhen aus 20, 40 und 60 cm) ausfielen.

Die Veränderungen in der mechanischen Leistung (P) nach der Trainingsphase verdeutlicht die nachfolgende Abbildung (Abb. 7-17).

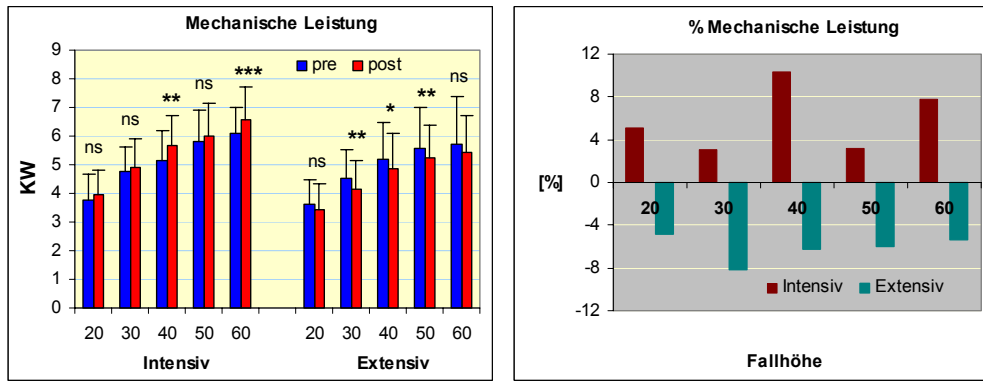


Abb. 7-17: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede ($\Delta\%$) der mechanischen Leistung beider Gruppen vor und nach dem Training

Beide Trainingsmethoden beeinflussen auf unterschiedlicher Weise die mechanische Leistung. Die intensive Trainingsgruppe konnte eine erhebliche Steigerung (40 und 60 cm $p < 0,010$) der mechanischen Leistung nach der Trainingsperiode vorzeigen. Die extensive Gruppe hingegen zeigte eine Verringerung der mechanischen Leistung nach der Trainingsperiode ($p < 0,001 - 0,010$).

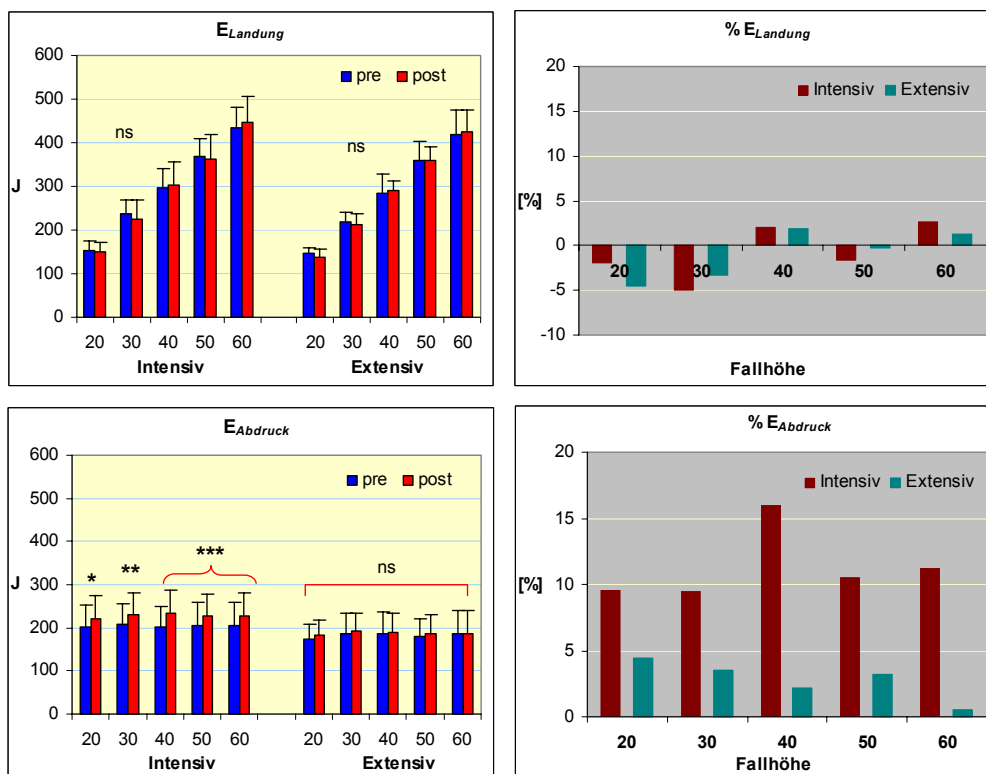


Abb. 7-18: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede ($\Delta\%$) der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Landung (E_{Landung}) und der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase (E_{Abdruck}) beider Gruppen vor und nach dem Training

Bei der Betrachtung der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Landung (E_{Landung}) werden in Abb. 7-18 keine erkennbaren Unterschiede (n.s.) zwischen beiden Trainingsmethoden festgestellt. Im Gegensatz zur E_{Landung} erfährt die kinetische Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase (E_{Abdruck}) für die

intensive Gruppe eine erhebliche Steigerung ($p < 0,001 - 0,05$). Die extensive Gruppe zeigte dagegen auch während der Abdruckphase keine erheblichen Unterschiede (n.s.).

Abschließend wird in Abbildung 7-19 die Bremsleistung und die Beschleunigungsleistung während der Ausführung des DJ dargestellt. Die Bremsleistung erhöht sich deutlich mit steigender Dehnungsbelastung. Im Pre-Post-Vergleich zeigt die intensive Gruppe keine signifikanten Unterschiede (Abb. 7-19a). Die extensive Gruppe dagegen hat erhebliche Abnahmen der Bremsleistung nach der Trainingsphase ($p < 0,01 - 0,05$) zu verzeichnen.

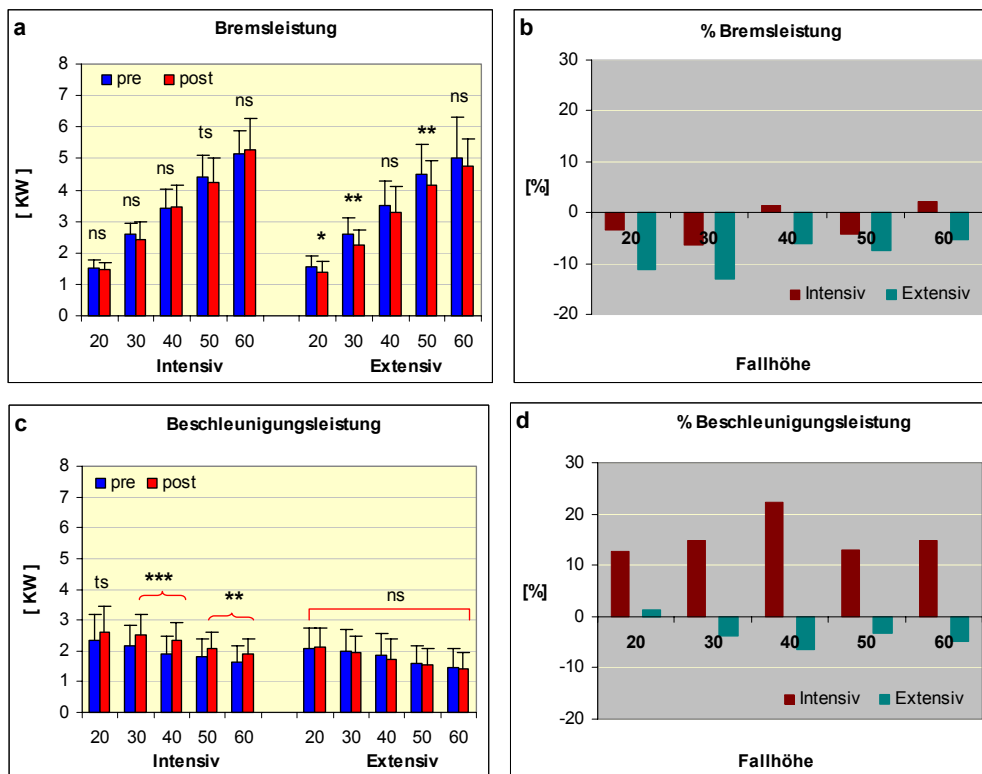


Abb. 7-19: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede ($\Delta\%$) der Bremsleistung (a und b) sowie der Beschleunigungsleistung (c und d) beider Gruppen vor (blauer Farbton) und nach (roter Farbton) der Trainingsphase

Die prozentuale Veränderung ($\Delta\%$) der Bremsleistung der extensiven Gruppe liegt für alle Fallhöhen im negativen Bereich mit Werte zwischen -5,2% und -12,9%. Die prozentuale Veränderung ($\Delta\%$) der intensiven Gruppe zeigt allerdings ein uneinheitliches Bild mit positiven Veränderungen für die Fallhöhen 40 und 60 cm (jeweils 1,3% und 2,3%) und negativen für alle anderen Fallhöhen (zwischen -3,4% und -6,5%).

Nach der Betrachtung der Bremsleistung und ihrer Veränderung nur bei der extensiven Gruppe zeigte die Beschleunigungsleistung einerseits für die intensive Gruppe eine enorme Steigerung ($p \leq 0,001 - 0,01$) und andererseits für die Gruppe der extensiven Methode eine Stagnation (n.s.). Die prozentualen Unterschiede ($\Delta\%$) lagen für die intensive Traininggruppe zwischen 12,7% und 22,2% und für die extensive Gruppe zwischen -6,5% und 1,2%.

7.4.2.4. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf den reaktiven Leistungsindex

Der reaktive Leistungsindex als Kennwert zur Charakterisierung der reaktiven Leistungsfähigkeit wurde bereits in früheren Studien dargestellt (vgl. NEUBERT 1999; BUBECK 2002). Dieser Kennwert ermöglicht eine Abschätzung der reaktiven Leistungsfähigkeit.

Auf die Frage, inwieweit die beiden Trainingsmethoden diesen Kennwert positiv oder negativ beeinflussen können, gibt die Abb. 7-20 eine Antwort.

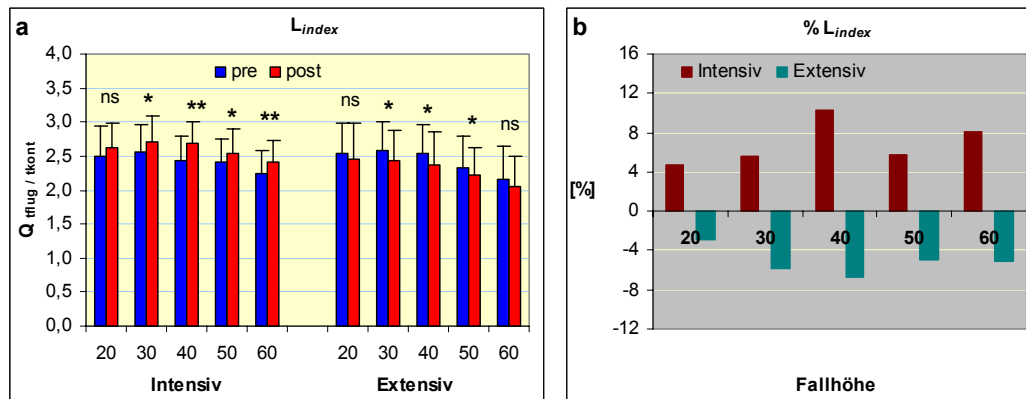


Abb. 7-20: Mittelwerte, Standardabweichungen und prozentuale Unterschiede der reaktiven Leistungsindizes beider Gruppen vor und nach dem Training

In Abb.7-20 ist erkennbar, dass das vierwöchige Training unterschiedliche Anpassungen hinsichtlich der reaktiven Leistungsfähigkeit hervorrief. Die intensive Trainingsgruppe verbesserte sich bei allen Fallhöhen. Die Ergebnisse dieser Gruppe differenzieren sich im Pre-Post-Vergleich, mit Ausnahme der Fallhöhe von 20 cm, erheblich ($p < 0,001-0,05$) und stimmen mit den Ergebnissen von NEUBERT (1999) überein. Bei den Fallhöhen von 40 cm zeigen sich hier Leistungsverbesserungen von im Mittel 10%. Eine deutliche Reduzierung des reaktiven Leistungsindex dagegen trat mit der Verwendung der extensiven Trainingsmethode ein. Die Ergebnisse dieser Methode unterscheiden sich im Pre-Post-Vergleich ebenfalls signifikant ($0,02 < p < 0,05$). Keine signifikanten Unterschiede zeigen allerdings die Werte der Fallhöhen 20 cm und 60 cm. Die maximalen Reduktionen des Leistungsindex liegen hier bei etwa 7%.

Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Trainingsmethode mit den extensiven Trainingsbelastungen nicht dafür geeignet ist, die reaktive Leistungsfähigkeit zu verbessern, sondern sogar im Gegenteil eine Verschlechterung dieser Fähigkeit bewirkt. Zur weiteren Aufhellung dieses Sachverhaltes sollen nachfolgend die Auswirkungen der unterschiedlichen Trainingsmethoden auf die neurophysiologischen Parameter beitragen.

7.4.2.5. Auswirkungen der Trainingsmethoden auf die Innervationscharakteristik beim Drop Jump

Nach der bisherigen Analyse der Untersuchungsergebnisse kann festgestellt werden, dass die unterschiedlichen angewendeten Trainingsmethoden zu differierenden Auswirkungen und Veränderungen bei den mechanischen Parametern der Sprungbewegung geführt haben. Der hohe Zusammenhang zwischen den neuromuskulären und mechanischen Parametern wurde in Kapitel 5 detailliert darge-

stellt. Aufgrund des anzunehmenden kausalen Zusammenhangs ist zu vermuten, dass die Ursachen für diese Unterschiede in den Veränderungen der Innervationscharakteristiken zu finden sind. Dabei haben die beiden Trainingsmethoden aufgrund der Eigenständigkeit der reaktiven Leistungsfähigkeit keine signifikante Erhöhung auf die isometrischen Kraftparameter bewirkt, sodass auch keine Veränderung der mechanischen Parameter der Sprungbewegung durch den Einfluss des Kraftfaktors entsteht.

Daher werden in diesem Kapitel die Auswirkungen des Trainings auf die neuronalen Parameter überprüft und dargestellt.

Als neuronale Parameter werden folgende Kenngrößen bezeichnet: der zeitliche Aspekt, der Intensitätsaspekt und der funktionelle Aspekte.

Zur Verbesserung der Übersicht der Ergebnisse werden bei den nachfolgenden Darstellungen die folgenden Kennzeichnungen für Veränderungen verwendet:

„▲“ bedeutet eine Erhöhung,

„▼“ eine Verringerung des jeweiligen Wertes nach der Trainingsphase.

Mit den Zeichen „▲▼“ und „▼▲“ wird eine überwiegende Erhöhung oder Verringerung (wenn bei mindestens drei der fünf Fallhöhen der jeweilige Wert auftritt) dargestellt.

Die ersten Analysen der Zeitpunkte der Rekrutierungs- und Aktivierungsmaxima der betrachteten Muskulatur dienen der quantitativen Beschreibung der qualitativen Veränderung der Aktivierungscharakteristika durch die Trainingsintervention. Durch die Art dieser Betrachtung ist es möglich, die zeitlichen Aspekte der Veränderung der Aktivierungscharakteristik detaillierter zu beschreiben.

Rekrutierungszeitpunkte der EMG-Aktivität

Ein erster Aspekt bei der Betrachtung der neuromuskulären Veränderungen durch die Trainingsphase stellen die Rekrutierungszeitpunkte der beteiligten Muskeln dar. Als Rekrutierungszeitpunkte werden die Latenzzeiten der ersten deutlichen Aktivierungserhöhung, ersichtlich aus dem gleichgerichteten EMG des Muskels, in Bezug auf den Bodenkontakt bezeichnet.

Tab. 7-10: Verlängerung „▲“ oder Verkürzung „▼“ des Beginns der Rekrutierungszeiträume der beteiligten Muskulatur im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung

	Intensive Gruppe	p	Extensive Gruppe	p
GA	▼	+	▲▼	n.s.
SOL	▲▼	n.s.	▼	n.s.
TA	▲▼	n.s.	▼▲	n.s.
VM	▲	n.s.	▲▼	n.s.
BF	▲	n.s.	▲▼	n.s.
RF	▲▼	n.s.	▼▲	n.s.

+ = tendenziell signifikant, ++ = signifikant, +++ = hoch signifikant, n.s. = nicht signifikant

Betrachtet man diesen zeitlichen Parameter und seine Veränderung durch den Trainingsprozess, so lässt sich feststellen, dass es bei der intensiven Trainingsgruppe nach dem Training bei nahezu allen Muskeln (außer GA) zu Verlängerungen der Rekrutierungszeiträume gekommen ist. Nur der GA zeigt

ein gegensätzliches Verhalten und weist eine tendenziell signifikante Verringerung der Rekrutierungszeiträume auf.

Bei der extensiven Gruppe lassen sich nach dem Training beim SOL, TA und RF Verringerungen, GA, VM und BF Vergrößerungen der Rekrutierungszeiträume beobachten.

Allerdings sind diese Veränderungen nur tendenzieller Natur und nicht signifikant. Besonders beim TA, BF, VM und RF bleiben die Rekrutierungszeitpunkte nach der Trainingsphase unverändert.

Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase

Die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase zeigen eine leichte Verlängerung nach links (bezogen auf die Nulllinie) für die intensive Gruppe und eine ebenfalls leichte Verkürzung für die extensive Gruppe. Die Trainingsunterschiede sind für beide Gruppen nicht signifikant. So wie bei den Rekrutierungszeitpunkten werden auch hier die zwei Muskelpaare TA und BF sowie VM und RF zu denselben Zeitpunkten aktiviert (Tab. 7-11).

Tab. 7-11: Vorverlagerung „▲“ bzw. Verschiebung auf spätere Aktivierungszeiten „▼“ der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung

	Intensive Gruppe	p	Extensive Gruppe	p
GA	▲▼	n.s.	▼	n.s.
SOL	▲▼	n.s.	▲	n.s.
TA	▲▼	n.s.	▼	n.s.
VM	0	n.s.	0	n.s.
BF	▼▲	n.s.	▼	n.s.
RF	0	n.s.	0	n.s.

+ = tendenziell signifikant, ++ = signifikant, +++ = hoch signifikant, n.s. = nicht signifikant

Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase

Die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase fallen sehr einheitlich (Tab. 7-12) aus. Alle Muskeln außer BF bei der intensiven Gruppe und RF bei der extensiven Gruppe verlagern die Aktivitätsmaxima nach der vierwöchigen Trainingsphase in spätere Zeitbereiche des Bodenkontaktes. Die Verschiebung der Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima nach rechts ist nur bei der extensiven Gruppe in sehr geringen Fällen signifikant oder tendenziell signifikant.

Tab. 7-12: Vorverlagerung „▲“ bzw. Verschiebung auf spätere Aktivierungszeiten „▼“ der Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase durch die Trainingsintervention

	Intensive Gruppe	p	Extensive Gruppe	p
GA	▲	n.s.	▲	n.s.
SOL	▲▼	n.s.	▲	n.s.
TA	▲▼	n.s.	▲	n.s.
VM	▲	n.s.	▲	n.s.
BF	▼	n.s.	▲	n.s.
RF	▲	n.s.	▼▲	n.s.

+ = tendenziell signifikant, ++ = signifikant, +++ = hoch signifikant, n.s. = nicht signifikant

Mittlere Amplituden der Vorinnervation

Die mittleren Amplituden der Vorinnervation stellt die nachfolgende Tabelle dar. Die beiden Trainingsmethoden beeinflussen diese Phase sehr unterschiedlich. Bei der Gruppe, die nach der intensiven Trainingsmethode trainiert hat, sind teilweise Erhöhungen der mittleren Amplituden aller beteiligten Muskeln (BF und RF nur teilweise) zu beobachten. Allerdings erweisen sich die Steigerungsraten als nicht signifikant (n.s.).

Dagegen verursacht das Training nach der extensiven Trainingsmethode eine Verringerung der mittleren Amplituden bei allen Muskeln und bei fast allen Fallhöhen, wenngleich auch diese Veränderungen nicht signifikant sind.

Tab. 7-13: Erhöhung „▲“ oder Senkung „▼“ der mittleren Amplituden des EMG während der Vorinnervation im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung

	Intensive Gruppe	p	Extensive Gruppe	p
GA	▲▼	n.s.	▼▲	n.s.
SOL	▲	n.s.	▼	n.s.
TA	▲	n.s.	▼▲	n.s.
VM	▲	n.s.	▼	n.s.
BF	▼▲	n.s.	▼	n.s.
RF	▼▲	n.s.	▼▲	n.s.

+ = tendenziell signifikant, ++ = signifikant, +++ = hoch signifikant, n.s. = nicht signifikant

Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase

Ein ähnliches Bild zeigen auch die Aktivitätsmaxima während der Vorinnervation.

Nach der Trainingsphase mit der intensiven Methode erhöhen sich die Aktivitätsmaxima von GA, TA und VM, während die Aktivität der anderen drei Muskeln reduziert wird (Tab. 7-14).

Die Trainingsgruppe der extensiven Methode zeigt bei allen Muskeln außer TA erhebliche Senkungen der Aktivitätsmaxima, die zum Teil signifikant (VM) oder sogar hoch signifikant (SOL) ausfallen.

Tab. 7-14: Erhöhung „▲“ bzw. Verringerung „▼“ der Aktivitätsmaxima des EMG während der Vorinnervationsphase im Vergleich von Vor- und Nachuntersuchung beider Gruppen

	Intensive Gruppe	p	Extensive Gruppe	p
GA	▲	n.s.	▼	n.s.
SOL	▼▲	n.s.	▼	+++
TA	▲	n.s.	▲▼	n.s.
VM	▲	n.s.	▼	++
BF	▼	n.s.	▼	n.s.
RF	▼	n.s.	▼	n.s.

+ = tendenziell signifikant, ++ = signifikant, +++ = hoch signifikant, n.s. = nicht signifikant

Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase

Die Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase zeigen keine erheblichen Unterschiede zwischen den Trainingsgruppen.

Die intensive Trainingsgruppe zeigt für RF sowie für die Mehrheit der Fallhöhen bei GA und BF eine Senkung der Aktivitätsmaxima. Die restlichen Muskeln reagieren mit Erhöhungen ihres Aktivierungsniveaus. Die Ergebnisse dieser Gruppe sind nicht signifikant (mit Ausnahme einzelner Fälle).

Die extensive Trainingsgruppe konnte nach der Trainingsphase die Aktivitätsmaxima beim GA erhöhen. Dabei ist der Unterschied im Pre-Post-Vergleich signifikant ($p < 0,05$). Eine erhöhte, allerdings nicht signifikante Aktivität zeigen nach der Trainingsphase ferner SOL, TA und VM. Dagegen verringern sich die Aktivitätsmaxima des BF und RF.

Tab. 7-15: Erhöhung „▲“ bzw. Senkung „▼“ der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase durch die Trainingsintervention

	Intensive Gruppe	p	Extensive Gruppe	p
GA	▼▲	n.s.	▲	++
SOL	▲	n.s.	▲	n.s.
TA	▲	n.s.	▲▼	n.s.
VM	▲	n.s.	▲	n.s.
BF	▼▲	n.s.	▼	n.s.
RF	▼	n.s.	▼	n.s.

+ = tendenziell signifikant, ++ = signifikant, +++ = hoch signifikant, n.s. = nicht signifikant

Relative Gesamtaktivität

Die relative Gesamtaktivität, als relativiertes IEMG über die Voraktivierungszeit und die Bodenkontaktphase, wurde durch den Trainingsprozess nicht signifikant verändert und zeigte auch hinsichtlich der Trainingsmethodik keine enormen gruppenspezifischen Unterschiede.

Die intensive Trainingsgruppe konnte nur bei VM und zum Teil bei SOL und TA ihre Gesamtaktivität erhöhen. Die extensive Gruppe konnte nur bei VM und zum Teil bei GA eine leichte Erhöhung aufzeigen.

Tab. 7-16: Erhöhung „▲“ bzw. Senkung „▼“ der relativen Gesamtaktivität des EMG der beteiligten Muskulatur durch die Trainingsintervention

	Intensive Gruppe	p	Extensive Gruppe	p
GA	▼▲	n.s.	▲▼	n.s.
SOL	▲▼	n.s.	▼▲	n.s.
TA	▲▼	n.s.	▼	n.s.
VM	▲	n.s.	▲	n.s.
BF	▼▲	n.s.	▼	+
RF	▼	n.s.	▼	n.s.

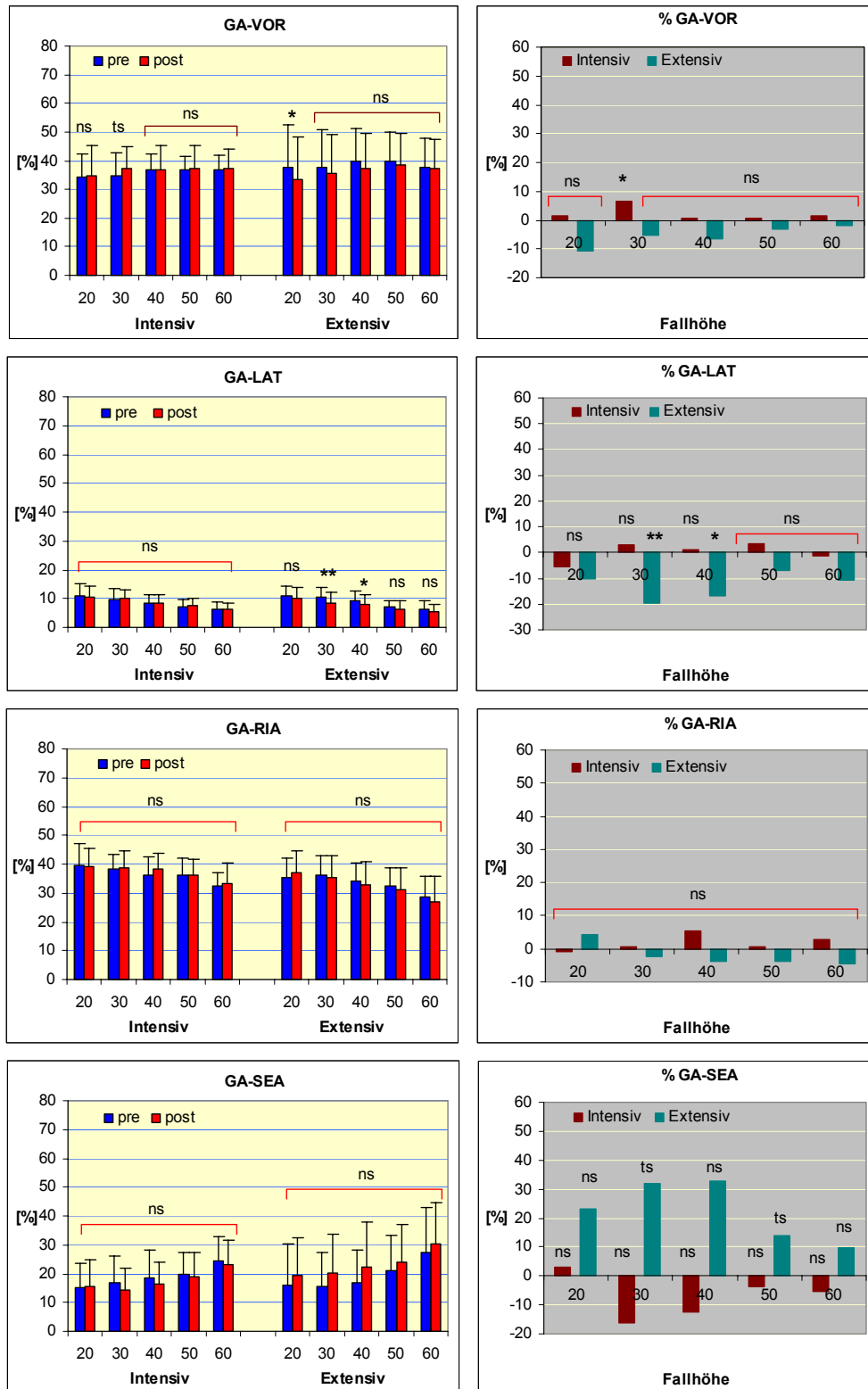
+ = tendenziell signifikant, ++ = signifikant, +++ = hoch signifikant, n.s. = nicht signifikant

Funktioneller Aspekt der EMG-Aktivität

Im Kapitel 5 wurde anhand der schrittweise multiplen Regressionsanalyse nachgewiesen, dass eine Erhöhung der prozentualen Anteile der ersten drei Phasen, d.h. VOR, LAT und RIA, einen positiven Einfluss (Erhöhung) auf den L_{index} ausüben. Ebenfalls zu einer Erhöhung des L_{index} führt die Senkung der SEA-Phase. Die Erhöhung des prozentualen Anteils der ersten drei Phasen bedeutet auch eine Linksverschiebung des EMG-Musters; dagegen bewirkt die Senkung der drei ersten Phasen und die Erhöhung der SEA-Phase eine Rechtsverschiebung des EMG-Musters. Beide EMG-Muster sind - wie auch in Kapitel 5 gezeigt – entweder mit einer Erhöhung (Linksverschiebung) oder mit einer Reduzierung (Rechtsverschiebung) der reaktiven Leistungsfähigkeit verbunden (vgl. auch Kap. 5 und ANTONI et al 1979; AURA / KOMI 1986b; BOSCO 1982; BOSCO et al 1982a; AVELA et al. 1994; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995a; AVELA / KOMI 1998a).

In diesem Abschnitt werden nun die Auswirkungen der beiden zur Anwendung gekommenen Trainingsmethoden auf diesen neuronalen Aspekt analysiert.

Dabei zeigen die zur Visualisierung der Veränderungen verwendeten Diagramme im linken Teil die prozentualen Anteile des jeweiligen Muskels an der gesamten Aktivität im Pre-Post-Vergleich, und im rechten Teil die prozentualen Änderungen ($\Delta\%$), die durch die Trainingsinterventionen entstanden sind.



nicht signifikant (ns): $p > 1$; tendenziell signifikant (ts): $p < 1$; signifikant (*): $p \leq 0,05$;
hoch signifikant (**): $p \leq 0,01$; höchst signifikant (***): $p \leq 0,001$

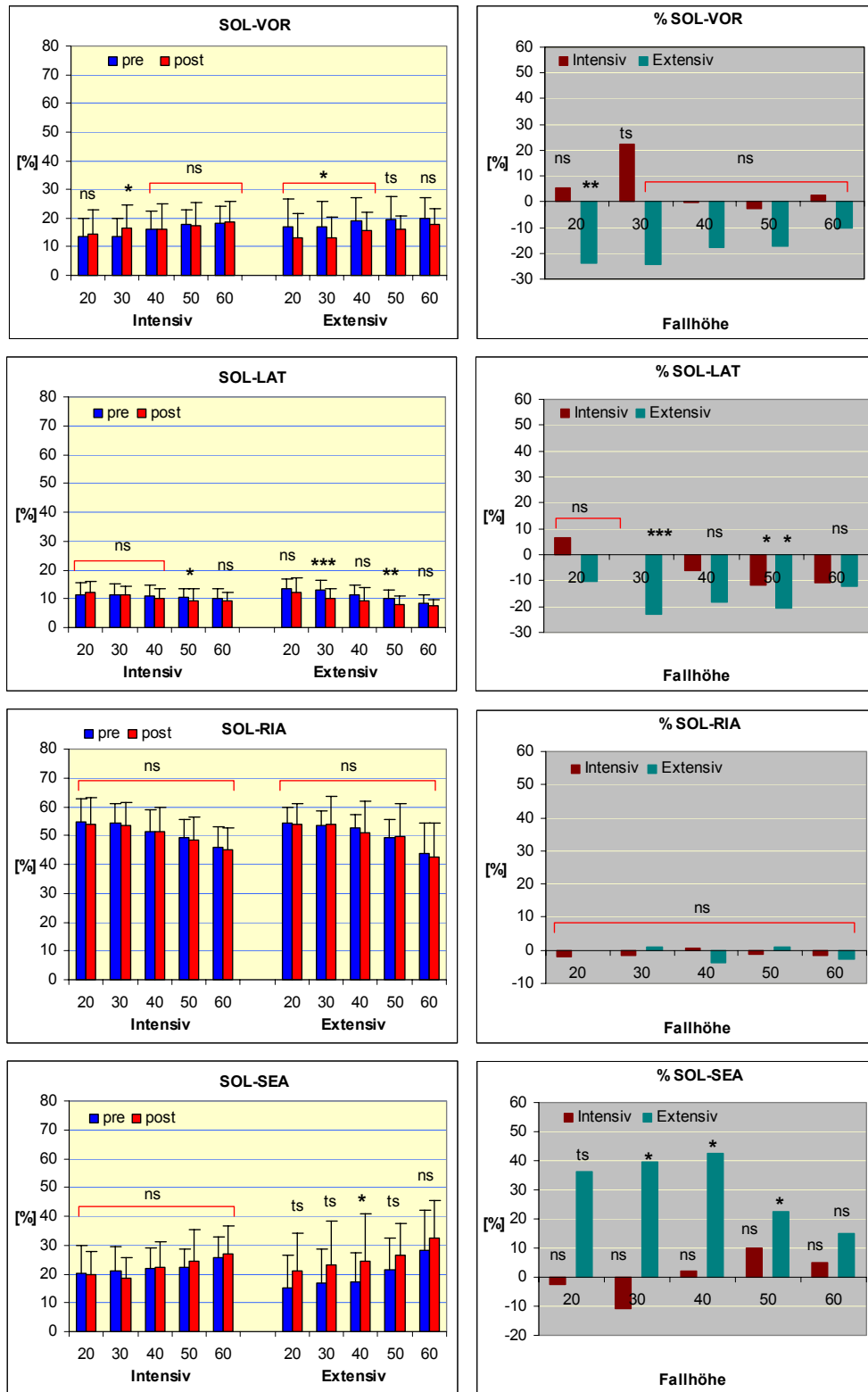
Abb. 7-21: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. gastrocnemius (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet.

Der funktionelle Aspekt des m. gastrocnemius

Die Untersuchungsergebnisse des GA zeigen eine Differenzierung beider Trainingsgruppen nach der Trainingsphase.

Die intensive Gruppe reagiert nach der Trainingsphase mit einer Erhöhung des prozentualen Anteils während der Phasen VOR, LAT und RIA und eine Senkung des Anteils während der SEA-Phase. Diese Unterschiede sind aber nicht enorm (tendenziell signifikante Änderung während der VOR-Phase für die Fallhöhe 30 cm).

Dagegen führt die extensive Trainingsmethode zu einer Senkung des prozentualen Anteils während der Phasen VOR, LAT und RIA und zu einer Erhöhung während der SEA-Phase. Die Unterschiede sind während der VOR- und LAT-Phase zum Teil sehr groß ($p < 0,05 - 0,01$). Während der SEA-Phase sind die Unterschiede zwar nicht erheblich (n.s.), liegen aber mit Werten zwischen 9,9% und 32,7% über dem Ausgangswert. Die starke Erhöhung der SEA-Phase ist bei jeder Fallhöhe eindeutig.



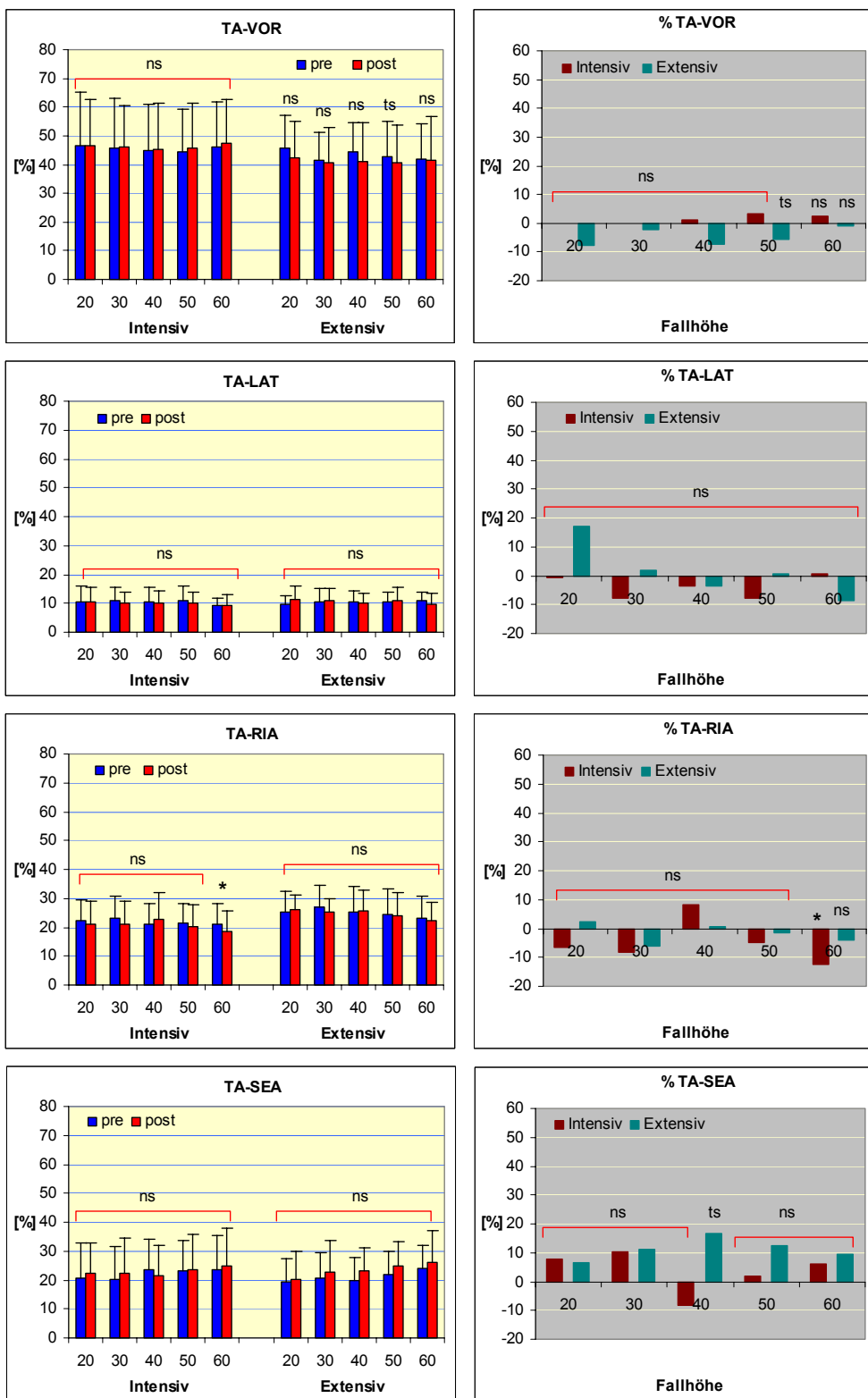
nicht signifikant (ns): $p > 1$; tendenziell signifikant (ts): $p < 1$; signifikant (*): $p \leq 0,05$;
hoch signifikant (**): $p \leq 0,01$; höchst signifikant (***): $p \leq 0,001$

Abb. 7-22: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. soleus (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet.

Der funktionelle Aspekt des m. soleus

Die unterschiedlichen Trainingsmethoden haben den SOL eindeutiger als den GA beeinflusst. Bei der extensiven Gruppe reagiert SOL nach der Trainingsphase mit einer erheblichen Senkung der prozentualen Anteile während der VOR-Phase (Senkung zwischen 10,3% bis 24,4% $p < 0,05 - 0,01$) und LAT-Phase (Senkung zwischen 10,5% bis 23,1% $p \leq 0,001 - 0,01$). Während der SEA-Phase erhöht die extensive Gruppe ihre prozentualen Anteile sehr deutlich ($p < 0,05 - t.s.$). Die prozentuale Änderung ($\Delta\%$) während dieser Phase nach dem Training beträgt zwischen 14,9% bis 42,3%. Die RIA-Phase in dieser Gruppe bleibt fast unverändert.

Demgegenüber zeigt die intensive Gruppe während der VOR-Phase eine tendenzielle Erhöhung ihres Anteils an der Gesamtaktivierung, allerdings nur bei den niedrigen Fallhöhen (bei 30 cm Fallhöhe $p < 0,02$). Während der LAT-Phase werden die Aktivitätsanteile mit Ausnahme der Fallhöhe 50 cm ($p < 0,05$) leicht reduziert. Während der Phasen RIA und SEA zeigt SOL für die Gruppe der intensiven Trainingsmethode keine erheblichen Unterschiede.



nicht signifikant (ns): $p > 1$; tendenziell signifikant (ts): $p < 1$; signifikant (*): $p \leq 0,05$;
hoch signifikant (**): $p \leq 0,01$; höchst signifikant (***) : $p \leq 0,001$

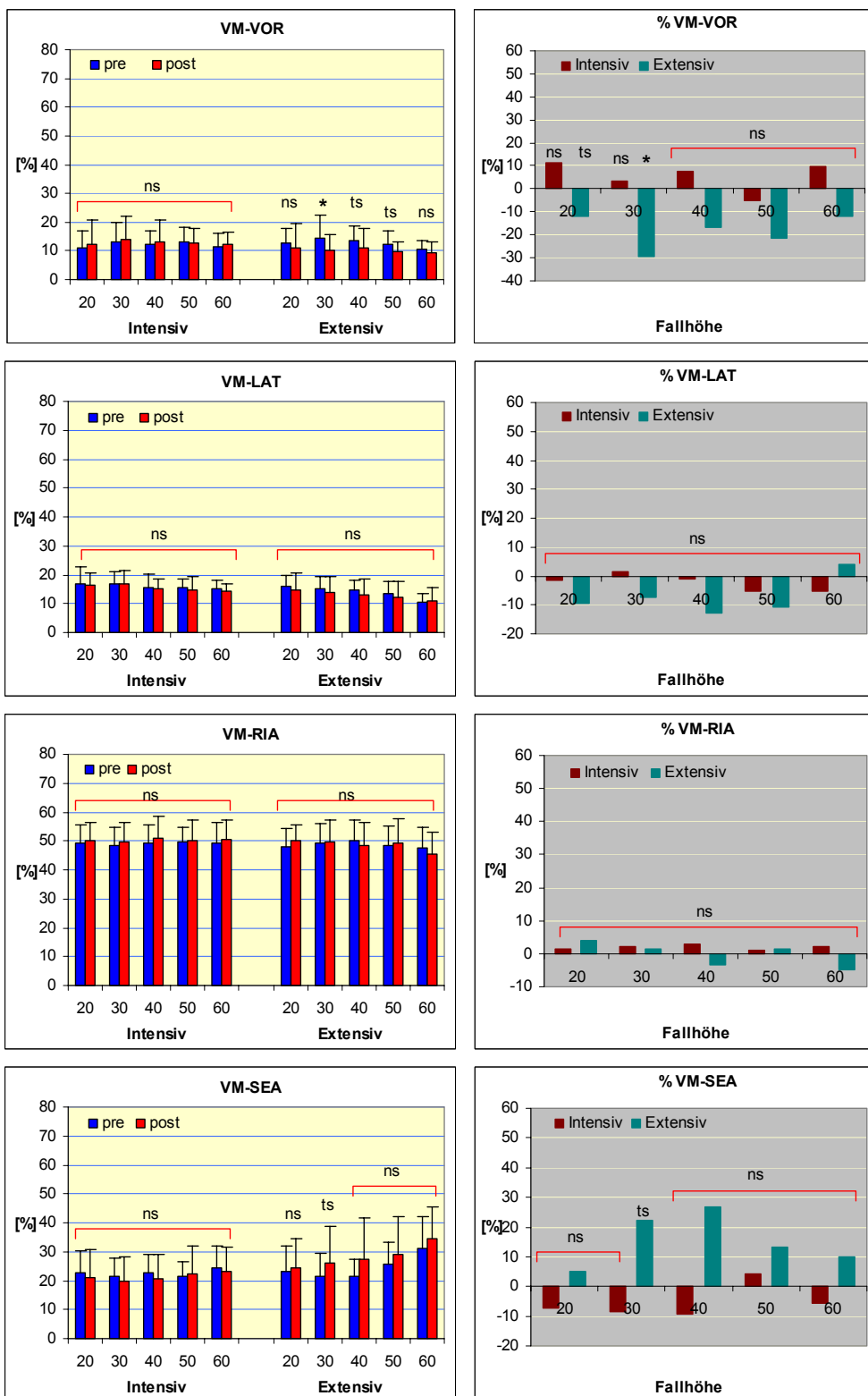
Abb. 7-23: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. tibialis anterior (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet.

Der funktionelle Aspekt des m. tibialis anterior

Der m. tibialis anterior als Antagonist zu den Plantarflexoren des m. triceps surae zeigt ebenfalls Veränderungen. Diese erweisen sich aber bei beiden Trainingsgruppen als nicht signifikant.

Die intensive Gruppe veränderte trainingsbedingt ihre Aktivitätsanteile während der VOR in positiver Richtung, wobei die prozentualen Veränderungen mit Werten zwischen 1,2% und 3,2% nicht sehr hoch ausfallen (n.s.). Während der nachfolgenden Phasen (LAT und RIA) ist eine sichtbare, aber ebenfalls nicht signifikante Reduzierung zu erkennen (mit Ausnahme der RIA-Phase bei 60 cm Fallhöhe ($p < 0,02$)). Während der SEA-Phase (wie ebenfalls bei der extensiven Gruppe) steigen die Aktivitätsanteile (außer bei der Fallhöhe 40 cm) um bis zu 10,1%.

Dagegen sorgt die Trainingsintervention bei der extensiven Gruppe während der VOR-Phase für eine Verringerung ihrer Aktivitätsanteile, die prozentualen Änderungen liegen zwischen -7,6% und -0,8% (n.s.). Die gleiche Gruppe verändert kaum ihre Aktivitätsanteile während der LAT- und RIA-Phase, eine Ausnahme ist die Fallhöhe aus 20 cm während der LAT-Phase mit einer Veränderung.



nicht signifikant (ns): $p > 1$; tendenziell signifikant (ts): $p < 1$; signifikant (*): $p \leq 0,05$;
hoch signifikant (**): $p \leq 0,01$; höchst signifikant (***): $p \leq 0,001$

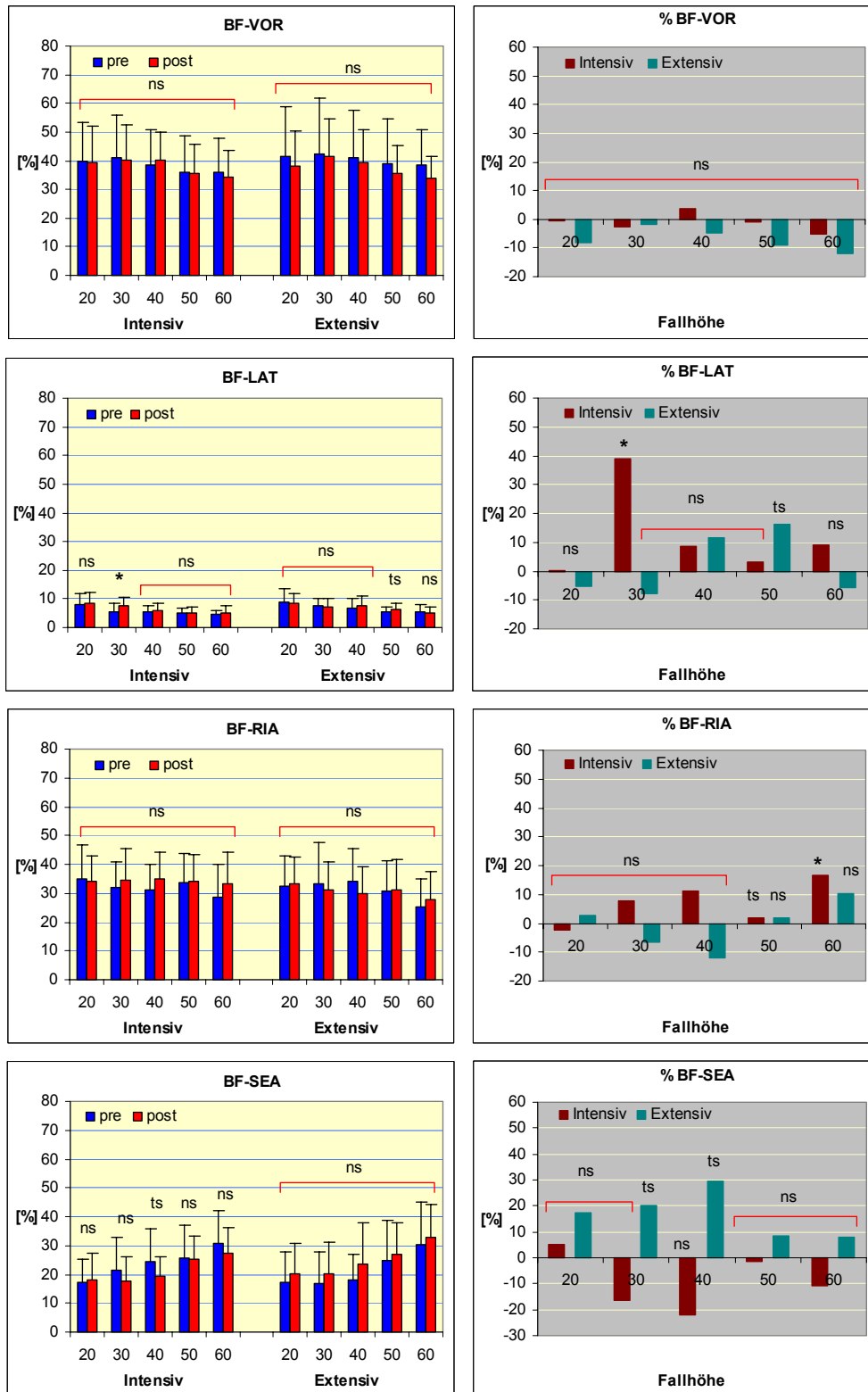
Abb. 7-24: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. vastus medialis (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet.

Der funktionelle Aspekt des m. vastus medialis

Die Anpassungserscheinungen des VM nach dem Training sind hinsichtlich beider Gruppen sehr unterschiedlich.

Nach der Trainingsphase erhöht die intensive Gruppe ihre Aktivitätsanteile während der VOR- und RIA-Phase, allerdings nicht im signifikanten Bereich. Die prozentualen Änderungen der beiden Phasen befinden sich zwischen -5,1% bis 11,4% für die VOR- sowie zwischen 1,2% bis 2,8% für die RIA-Phase. Eine leichte Reduktion (n.s.) ist allerdings während der LAT-Phase mit Werten bis zu -5,4% und während der SEA-Phase mit Werten bis zu -9,5% zu erkennen.

Die extensive Gruppe reagiert nach der Trainingsphase mit noch deutlicheren Veränderungen, die sich durch eine Reduzierung der Aktivitätsanteile während der VOR-Phase ($p < 0,01$ – t.s.) und LAT-Phase (n.s.) ausdrückt. Die prozentualen Veränderungen liegen für die VOR-Phase bei bis zu -29,4% und für die LAT-Phase bei bis zu -12,8%. Die Aktivitätsanteile zeigen während der RIA-Phase eine uneinheitliche Entwicklung, dagegen ist die Erhöhung der Aktivitätsanteile während der SEA-Phase mit einer Veränderung bis zu 27% sehr deutlich und liegt teilweise im tendenziell signifikanten Bereich.



nicht signifikant (ns): $p > 1$; tendenziell signifikant (ts): $p < 1$; signifikant (*): $p \leq 0,05$;
hoch signifikant (**): $p \leq 0,01$; höchst signifikant (***): $p \leq 0,001$

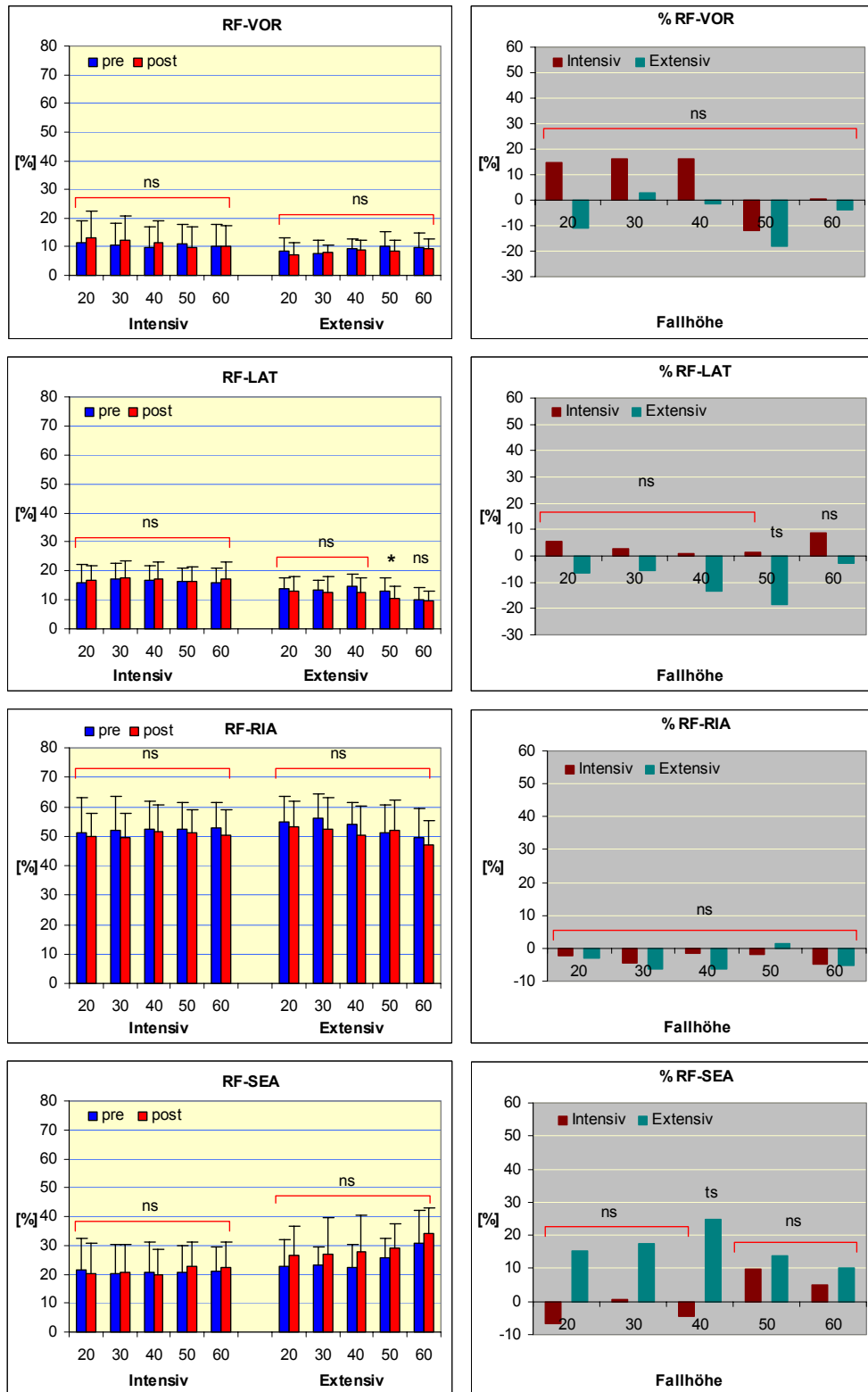
Abb. 7-25: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. biceps femoris (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet.

Der funktionelle Aspekt des m. biceps femoris

Auch das Verhalten des m. biceps femoris als Kniegelenksbeuge- und Hüftstreckmuskel fällt bei beiden Gruppen deutlich unterschiedlich aus. Die intensive Gruppe erhöht die Aktivitätsanteile während der LAT- und RIA-Phase. Die VOR-Phase zeigt ein uneinheitliches Bild. Die SEA-Phase ist, ebenfalls wie bei den anderen Muskeln, von einer deutlichen Reduzierung der Aktivierungsanteile geprägt.

Die Veränderungen bei der intensiven Gruppe sind nur in einzelnen Fällen während der LAT- und SEA-Phase signifikant ($p < 0,02 - 0,05$).

Im Vergleich hierzu reagiert die extensive Gruppe in der VOR-Phase mit einer Senkung der Aktivitätsanteile von bis zu 12,2% und einer deutlichen Erhöhung während der SEA-Phase (bis zu 29,5%). Diese Ergebnisse konnten aber ebenfalls nicht statistisch gesichert werden. Während der LAT- und RIA-Phase zeigt diese Gruppe keine einheitlichen Veränderungen.



nicht signifikant (ns): $p > 1$; tendenziell signifikant (ts): $p < 1$; signifikant (*): $p \leq 0,05$;
 hoch signifikant (**): $p \leq 0,01$; höchst signifikant (***) : $p \leq 0,001$

Abb. 7-26: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzniveau p der prozentualen Anteile der vier funktionellen Phasen an der Gesamtaktivität im Pre-Post-Vergleich des m. rectus femoris (linker Teil der Abbildung). Im rechten Teil der Abbildung sind die prozentualen Unterschiede der jeweiligen Phase nach der Trainingsintervention abgebildet.

Der funktionelle Aspekt des m. rectus femoris

Nach der Trainingsphase zeigte der RF folgende Veränderungen:

Die intensive Gruppe erhöhte ihre Aktivitätsanteile eindeutig während der VOR- und LAT-Phase mit prozentualen Veränderungen jeweils bis zu 16,4% (außer der Fallhöhe 50 cm) und bis zu 8,6%. Während der RIA-Phase verringerten sich die Aktivitätsanteile um ca. 5%. In der SEA-Phase zeigen sich sowohl leichte Erhöhungen (Fallhöhen 30, 50, und 60 cm) als auch Rückgänge in der Aktivierung (Fallhöhen 20 und 40 cm). Die Veränderungen in den funktionellen Phasen des RF bei der intensiven Trainingsgruppe sind nicht erheblich (n.s.).

Ein deutlicherer Trend nach der Trainingsphase ist bei der extensiven Gruppe auszumachen. Hier ist eine Rechtsverschiebung der Aktivierungsintensität zu erkennen. Die Aktivitätsanteile sinken während der VOR-Phase um bis zu 17,9%, während der LAT- um bis zu 18,5% und während der RIA-Phase um bis zu 6,5%. Dagegen kommt es in der SEA-Phase zu einer deutlichen Erhöhung mit prozentualen Veränderungen um bis zu 25% (Fallhöhe 40 cm). Bei der extensiven Gruppe konnten trotz der eindeutigen Veränderungen wegen der hohen Standardabweichungen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

7.5 Diskussion der vorliegenden Ergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden Längsschnittstudie deuten darauf hin, dass beide Trainingsmethoden auf unterschiedliche Weise die reaktive Leistungsfähigkeit beeinflussen. Die Trainingsintervention über 4 Wochen mit intensiven Kontraktionsformen im DVZ zeigte erwartungsgemäß eine Steigerung der reaktiven Leistungsfähigkeit. Dagegen führte das Training mit extensiv orientierten Kontraktionsformen im DVZ nicht nur zu einer Stagnation der reaktiven Leistungsfähigkeit, sondern sogar zu einer signifikanten Abnahme.

In den Abschnitten 7.1.1 und 7.1.2 wurden einerseits die Erkenntnisse aus den bisherigen Untersuchungen der Längsschnittstudien zum Thema Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit und andererseits die Erkenntnisse aus Untersuchungen zum Thema Ermüdung durch Kontraktionen im DVZ vorgestellt. In beiden Fällen wurden unter anderem die Gründe genannt, die zur Erhöhung oder Reduzierung der reaktiven Leistungsfähigkeit geführt haben.

Anhand dieser Vorkenntnisse wird nun in diesem Kapitel über die Ursachen und Einflussfaktoren diskutiert, die zur Erhöhung oder Reduzierung der reaktiven Leistungsfähigkeit beigetragen haben.

Aus Übersichtsgründen werden zuerst die Einflussfaktoren der intensiven Trainingsmethode und danach die der extensiven Methode erörtert.

Die Auswirkung der intensiven Trainingsmethode auf die isometrischen Kraftparameter

Die vierwöchige Trainingsphase mit intensiven Trainingsformen im DVZ zeigte keinerlei Auswirkungen sowohl auf die isometrische Maximalkraft als auch auf die am Körpergewicht relativierte isometrische Maximalkraft (Abb. 7.3). Die minimale Veränderung der absoluten (+1,6%) und relativen Werte (+1,7%) der isometrischen Maximalkraft durch die Verwendung reaktiver Krafttrainingsformen wie DJ zeigt einerseits den spezifischen Charakter dieser Trainingsformen und andererseits die Eigenständigkeit dieser Kraftdimension. Die Ergebnisse dieser Studie stimmen mit den Ergebnissen von VIITASALO et al. (1981) und NEUBERT (1999) überein. Bei diesen beiden Studien konnte kein Einfluss der reaktiven Sprungformen auf die Entwicklung der isometrischen oder konzentrischen Maximalkraft nachgewiesen werden. Ein weiterer Grund der minimalen Erhöhung der maximalen Krafftähigkeit ist die mangelnde Übereinstimmung der dynamischen Trainingsübungen (DJ) mit der statischen Testübung (isometrische Kontraktionen an das Beinkraftmessgerät). Außerdem gibt die Überprüfung der isometrischen Kraftkennwerte (Kniewinkel 90°) am Beinkraftmessgerät mit fixierten Sprung- und Kniewinkeln nur ein unvollständiges Bild über die Krafftähigkeit der Probanden. Hierfür sprechen die folgenden Gründe:

- a) Es wurden nur die Kraftkennwerte der erfassten Winkelpositionen ermittelt
- b) Die isometrische Maximalkraft der Plantarflexionsmuskulatur (Mm. gastrocnemius und soleus) wurde nicht berücksichtigt (siehe dazu auch FRICK 1993; NEUBERT 1999)

Andere Untersuchungen wie TEGTMEIER (1987) konnten durch die Verwendung reaktiver Sprungformen (DJ) Steigerungsraten um 12% für die isometrische Maximalkraft erzielen. Die hohe Verbesserung der isometrischen Maximalkraft bei der Untersuchung von TEGTMEIER (1987) liegt an der Tatsache, dass fast alle seiner Probanden nicht sportlich aktiv waren und zum Zeitpunkt der Untersu-

chung keinerlei Erfahrung mit solch intensiven Trainingsformen hatten. Dagegen absolvierte die Mehrheit der Probanden der vorliegenden Untersuchung über Jahre hinweg ein maximal- und schnellkraftorientiertes Training, sodass eine Erhöhung der isometrischen Maximalkraft nur durch die Verwendung spezifischer Trainingsmittel möglich wäre. Bei der Betrachtung der neuronalen Parameter (IEMG) der zwei Hauptmuskeln der Knieextension (vgl. Abb. 7A-1) ist keine signifikante Änderung zu erkennen.

Anders als bei der isometrischen Maximalkraft sind die Auswirkungen der intensiven Methode auf die Explosivkraft deutlicher zu erkennen (vgl. Abb. 7-4). Sowohl die absoluten als auch die relativen Werte zeigen eine Erhöhung von jeweils 16,6% und 12,9%. Die Erhöhung der Explosivkraft sowie die minimale Verschiebung der Kraftkurve während des Zeitfensters der ersten 100 ms nach links (Abb. 7-5) stimmen mit Ergebnissen aus früheren Längsschnittuntersuchungen überein (HAEKKINEN et al. 1985b; TEGTMEIER 1987; HAEKKINEN 1989). Das Training der Explosivkraft kann eine Änderung des ersten Teils der Kraftkurve verursachen ohne die Maximalkraft deutlich zu erhöhen (Linksverschiebung der Kraftkurve). In diesem Fall wird auch eine Linksverschiebung der EMG-Kurve festgestellt (HAEKKINEN 1989). Der Grund dieser Veränderung liegt nach Ansicht von HAEKKINEN an der Änderung des Frequenzierungs- und/oder Rekrutierungsmusters der motorischen Einheiten und an der Erhöhung des Durchmessers der FT-Fasern. Diese Erkenntnisse gewann HAEKKINEN (1989) aus Längsschnittstudien über längere Zeiträume (bis zu 6 Monate) hinweg. Trotz der nicht signifikanten Veränderung dieser Parameter nach der vierwöchigen Trainingsphase kann angenommen werden, dass die intensive Methode mit Kontraktionen im DVZ zwar keine Veränderung der Maximalkraft verursacht, aber zu einer Erhöhung der schnellen willkürlichen neuronalen Aktivierung der trainierten Muskeln und zu einer Linksverschiebung des EMG sowie der Kraftkurve führt.

Die Auswirkung der extensiven Trainingsmethode auf die isometrischen Kraftparameter

Die isometrische Maximalkraft der extensiven Gruppe wurde nach der Trainingsphase im Vergleich zur intensiven Gruppe nicht sonderlich verändert. Allerdings zeigte diese Gruppe im Gegensatz zur intensiven Gruppe eine Tendenz zur negativen Veränderung. Sowohl die absoluten als auch die relativen Werte wurden nach der Trainingsphase um 2,9% bzw. 2,6% reduziert. Die leichte Reduktion (n.s.) der isometrischen Maximalkraft kann eventuell durch die reduzierte Aktivität ($p < 0,05$) des RF nach der Trainingsphase erklärt werden (vgl. Abb. 7A-1). Die Veränderung dieser Parameter liegt teilweise an ermüdungsauslösenden Faktoren. Nach AVELA et al. (1999) können ermüdungsbedingte Kontraktionen im DVZ die kontraktilen Eigenschaften der Muskeln beeinträchtigen. AVELA et al. (1997) fanden heraus, dass bis sechs Tage nach solchen Ermüdungserscheinungen eine leichte (n.s.) Reduktion der willkürlichen maximalen Aktivierung stattfindet. Andere Studien wie HORTOBÁGYI et al. (1991), KOMI et al. (1992), AVELA et al. (1999) zeigten eine erhebliche Senkung der isometrischen Maximalkraft unmittelbar nach Ermüdungskontraktionen im DVZ. Nach zwei Tagen Ruhezeit allerdings konnte sich die isometrische Maximalkraft erholen und erreichte wieder das Ausgangsniveau (AVELA et al. 1999). Die leichte Senkung der isometrischen Maximalkraft dieser Untersuchung wurde möglicherweise durch den Einfluss der späten Ermüdungserscheinungen nach Kontraktionen im DVZ (vgl. Kapitel 7.1.2.) verursacht.

Die Explosivkraft (absolute und relative Werte) zeigte allerdings eine nicht signifikante Steigerung. Die höchste Steigerung um 8,9% wurde bei der relativen Explosivkraft beobachtet. Für die Ermittlung dieses Kennwertes wurde die Explosivkraft durch die isometrische Maximalkraft relativiert (vgl. Kap. 3). Dieses Verfahren kann daher die hohen Steigerungsraten des Kennwertes erklären, nachdem die isometrische Maximalkraft sich reduziert und die Explosivkraft sich erhöht hat. Trotz der nicht signifikanten positiven Änderung der Explosivkraft hat sich der Kraftverlauf während der Zeitfenster der ersten 600 ms nach rechts verschoben (vgl. Abb. 7-5). Als Ursache der Rechtsverschiebung der Kraftkurve sollte das Resultat der erheblichen Senkungen ($p < 0,05$) des IEMG des RF während der ersten 600 ms angenommen werden (vgl. Abb. 7A-1).

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen trotz der geringfügigen Änderungen (n.s.) eine Links- oder Rechtsverschiebung der Kraftkurve nach einem Trainingszeitraum mit intensiven oder extensiven Kontraktionen im DVZ. Die Dauer des vierwöchigen Trainings war eventuell zu kurz, um deutliche (signifikante) Veränderungen in diesem Kraftbereich festzustellen. Untersuchungsergebnisse aus längeren Zeiträumen (HAEKKINEN et al. 1985b 1985c; 1989b) oder Vergleiche zwischen Kraftsportlern und Ausdauersportlern (HAEKKINEN et al. 1981; KYRÖLÄINEN / KOMI 1994a) haben gezeigt, dass Trainingsmethoden zur Ansteuerung der Maximal- und Schnellkraft dauerhaft eine Linksverschiebung der isometrischen Kraftkurven verursachen können. Ein eher umfangs- bzw. ausdauerakzentuiertes Training führt im Gegensatz hierzu normalerweise zu einer Rechtsverschiebung dieser Kraftkurven.

Auswirkungen der Trainingsintervention auf die Bewegungstechnik beim DJ

Als Merkmale zur Charakterisierung der Bewegungstechnik beim DJ wurden im Rahmen dieser Untersuchung folgende Parameter herangezogen:

- die korrigierten Fallhöhen als Indikator der einwirkenden äußeren Belastung,
- der Kurvenverlauf der Bodenreaktionskraft als dynamischer Parameter,
- die Amplituden der Gelenkwinkeländerung als kinematischer Faktor,
- die Bodenkontaktzeiten als zeitlicher Aspekt des Bewegungsablaufes.

Im Rahmen der hier durchgeführten Längsschnittstudie wurde bei den Pre- und Post-Tests eine Variation der Belastung in Form der Variation der Fallhöhen von 20 – 60 cm vorgenommen. Als eine wichtige Voraussetzung für die Vergleichbarkeit der Testergebnisse innerhalb einer Längsschnittstudie ist die Entsprechung der Belastungseinwirkung anzusehen, so dass sowohl bei der Vor- als auch bei der Nachuntersuchung die äußeren Belastungen (Fallhöhen) konstant gehalten werden sollten. Zur Überprüfung der identischen Belastungssituation während der beiden Messzeitpunkte wurden die korrigierten Fallhöhen vor und nach der Trainingsphase und unter dem Einfluss der beiden Trainingsmethoden verglichen.

Die Auswirkung der intensiven Trainingsmethoden auf die Technik beim DJ

Die intensive Trainingsmethode zeigte keinen Einfluss auf die korrigierten Fallhöhen (Abb. 7-7). Diese Feststellung deutet darauf hin, dass die Ergebnisse der intensiven Gruppe während der zwei Messzeitpunkte nicht von den äußeren Belastungsfaktoren beeinflusst wurden. Die hierbei stattgefundenen

Veränderungen bei den Technikparametern können somit auf den Trainingseinfluss zurückgeführt werden.

Bei der Betrachtung der Winkelamplituden (Abb. 7-8 und 7-9) ist eine zum Teil tendenzielle Verkürzung der Amplituden während der Flexionsphase und eine Verlängerung während der Extensionsphase erkennbar. Besonders deutlich wird dies während der Flexions- bzw. Amortisationsphase beim Sprunggelenk. Für die verkürzten Winkelamplituden nach der Trainingsphase können als Grund die ebenfalls verkürzten Bodenkontaktzeiten (Abb. 7-10) angenommen werden, wobei die Verkürzung nicht signifikant erscheint. Betrachtet man die trainingsbedingten Veränderungen der Bodenkontaktzeiten getrennt für die Amortisations- und Abdruckphase (vgl. Abb. 7A-4), so kann man feststellen, dass die Kontaktzeiten während der Amortisationsphase konstant bleiben, wohingegen sie sich während der Abdruckphase zum Teil signifikant verringern.

Bei der Analyse der Literatur zeichnen sich DJs mit geringen Winkelamplituden und kurzen Bodenkontaktzeiten während der Flexionsphase durch minimale Muskellängenänderungen, kurze Kopplungszeiten, hohe Muskelstiffness und eine hohe mechanische Effizienz aus (BOSCO 1982; BOSCO et al. 1982a; KOMI / KYRÖLÄINEN 1996; GOUBEL 1997; KUITUNEN et al. 2000). Laut KYRÖLÄINEN et al. (1995) bestehen negative Korrelationen ($-0,53 < r < -0,79$, $p < 0,01 - 0,05$) zwischen den Kontaktzeiten und der mechanischen Effizienz.

In der vorliegenden Untersuchung kann allerdings als Hauptursache der Veränderung der kinematischen und zeitlichen Merkmale des Bewegungsablaufs die Erhöhung der Muskelstiffness angenommen werden. Dieser Erklärungsversuch kann durch die Erhöhung der IEMG-Aktivität während der früheren funktionellen Phasen (VOR, LAT) bei der intensiven Trainingsgruppe gestützt werden (Abb. 7-21 bis 7-26). Eine hohe Vorinnervation und hohe Aktivität während der exzentrischen Phase wird in der Literatur als Hauptursache für die Erzeugung einer hohen Muskelstiffness angenommen (ANTONI et al. 1979; BOSCO et al. 1982a; KOMI 1984; AURA / KOMI 1986b; GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; AVELA et al. 1994; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995a; KYRÖLÄINEN et al. 1997; AVELA / KOMI 1998a; BRÜGGEMANN et al. 2000).

Die Reduzierung des kinematischen (Winkelamplituden) und des zeitlichen (Kontaktzeiten) Aspektes des Bewegungsablaufs beim DJ einerseits und die Erhöhung der Muskelstiffness andererseits führen zu einer Veränderung des Kraftkurvenverlaufs (Abb. 7-12). Kraftkurvenverläufe mit einer kleinen initialen Kraftspitze oder mit deutlichen Anzeichen einer doppelten Kraftspitze deuten darauf hin, dass während der Landung „passive“ Kraftkomponenten auftreten die auf das Aufschlagen der Ferse auf den Boden zurückzuführen sind (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982b; SCHMIDTBLEICHER 1983b; GOLLHOFER 1987; 1993; NEUBERT 1999). Nach der Trainingsphase wurde vorrangig der Anteil des Kurventyps B bei den Kraftverlaufskurven reduziert, wobei bei der Fallhöhe aus 60 cm keine Veränderungen stattgefunden haben. Für eine deutlichere Veränderung des B Typ kann angenommen werden, dass hier längere Trainingszeiten als nur vier Wochen zur Anwendung kommen müssen.

Insgesamt betrachtet kann festgestellt werden, dass die intensive Trainingsmethode die kinematischen und zeitlichen Aspekte des Bewegungsablaufs beim DJ innerhalb eines vierwöchigen Trainingszeitraumes verändern kann. Als Hauptursachen dieser Veränderungen können die beobachtete Linksverschiebung des EMG-Musters und die entsprechende Erhöhung der Muskelstiffness angeführt

werden. Die intensive Trainingsmethode verursachte keinesfalls eine Änderung der äußeren Belastungsbedingungen, sodass der Einfluss der Untersuchungsergebnisse durch äußere Faktoren ausgeschlossen werden kann.

Die Auswirkung der extensiven Trainingsmethoden auf die Technik beim DJ

Die extensive Trainingsmethode zeigte ebenfalls keine Veränderung der Fallhöhen nach der vierwöchigen Trainingsphase (Abb. 7-7). Dies bedeutet auch für die Probanden dieser Trainingsgruppe, dass die Beanspruchung zwischen den Pre- und Post-Testversuchen vergleichbar war und somit die gemessenen Veränderungen vorrangig auf trainingsbedingte Adaptationen zurückzuführen sein müssen. Hierdurch verursachte die extensive Trainingsmethode bei den Probanden erhebliche Veränderungen der Winkelamplituden in beiden erfassten Gelenken (Abb. 7-8 und 7-9). Im Gegensatz zu der intensiven Methode werden hier für das Kniegelenk die Winkelamplituden während der Flexionsphase signifikant verlängert und während der Extensionsphase verkürzt. Die veränderten Winkelamplituden besonders während der Amortisationsphase gehen mit deutlich erhöhten Bodenkontaktzeiten einher. Diese nahmen nach der Trainingsphase signifikant zu (Abb. 7-10). Die erhebliche Erhöhung der Bodenkontaktzeiten wurde auch während der Amortisations- ($p < 0,05$) und der Abdruckphase ($p < 0,05$) klar sichtbar (vgl. Abb. 7A-4). Nach BOSCO (1982), BOSCO et al. (1982a; 1986), HORTOBÁGYI et al. (1990), KOMI et al. (1992), FRICK / SCHMIDTBLEICHER (1993), SCHMIDTBLEICHER / FRICK (1995), KUITUNEN et al. (2001) zeigen Sprünge mit großen Bewegungsamplituden folgende Eigenschaften:

- Vergrößerungen in der Muskellänge
- geringe Muskelstiffness
- niedrigere IEMG-Aktivität während der exzentrischen Phase
- relativ hohe IEMG-Aktivität während der konzentrischen Phase
- niedrige Dehnungsgeschwindigkeit und dadurch lange Kopplungszeiten
- Rechtsverschiebung des EMG-Musters
- große Verluste beim Energietransfer von der Amortisations- in die Abdruckphase

In der vorliegenden Untersuchung belegen die signifikant vergrößerten Winkelamplituden während der Amortisationsphase, die längeren Bodenkontaktzeiten und die Rechtsverschiebung des EMG-Musters (Abb. 7-21 bis 7-26) eine deutliche Reduktion der Muskelstiffness. Durch die Herabsetzung der Muskelstiffness wird das tendomuskuläre System „weicher“ und ist nicht in der Lage, die hohen exzentrischen Kräfte innerhalb geringer Bewegungsamplituden und -zeiträume zu bremsen. Dies bedeutet, dass während der Landung keine optimale Spannung in den unteren Extremitäten vorhanden ist, welche die prellende Bewegung eines optimalen reaktiven Sprunges ermöglicht. Es wird eher der Versuch unternommen, die hohen exzentrischen Kräfte durch ein starkes Nachgeben in Sprung- und Kniegelenk (möglicherweise auch im Hüftgelenk) zu kompensieren und abzufangen. Diese Situation ist dann durch längere Bodenkontaktzeiten gekennzeichnet. Die längeren Bodenkontaktzeiten und das „weniger gespannte“ tendomuskuläre System verursachen oft während der Landung ein Aufschlagen der Ferse auf den Boden. Das Aufschlagen der Ferse wird dann anhand einer doppelgipfligen Kraftkurve ersichtlich (NEUBERT 1999). Nach der Trainingsphase mit der extensiven Trainingsmethode wurde ein größerer Teil der DJ (Abb. 7-12) mit einem Aufschlagen der Ferse auf den Boden

durchgeführt. Diese Art der Ausführung wird in der vorliegenden Untersuchung nur bei höheren Dehnungsbelastungen beobachtet. In der Literatur wurden derartige Beobachtungen vor allem bei Probanden gemacht, die eine niedrige reaktive Leistungsfähigkeit besitzen (KOMI 1984; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995b; KYRÖLÄINEN et al. 1998; VIITASALO et al. 1998). Das Aufschlagen der Ferse auf den Boden deutet somit darauf hin, dass die Probanden nicht mehr in der Lage sind, die hohen Dehnungsbelastungen zu kompensieren. Dies unterstützt die Ergebnisse in Abb. 7-12, die eine deutliche Zunahme des Typs B der Kraftkurve ab den höheren Dehnungsbelastungen (Fallhöhen aus 50 und 60 cm) zeigen.

Die extensive Methode verändert deutlicher als die intensive den Bewegungsablauf beim DJ. Enorme Veränderungen kann man an erster Stelle bei den kinematischen und zeitlichen Parametern und an zweiter Stelle bei dem Kraftkurvenverlauf beobachten. Die Hauptursache dieser Veränderungen liegt an der Herabsetzung der Muskelstiffness. Ein Einfluss der äußeren Belastungsbedingungen im Pre-Post-Vergleich nach dem Vergleich der realen Fallhöhen wird kategorisch ausgeschlossen.

Beide Trainingsmethoden verursachen trainingspezifische Veränderungen, die zu einer gegensätzlichen Änderung des Bewegungsablaufs beim DJ führen können. Die Gründe für die veränderte Technik liegen vermutlich in den Trainingsauswirkungen auf die physiologischen und neuronalen Parameter. Diese determinieren in hohem Grade die Muskelstiffness. Die Gründe der Muskelstiffnessveränderung werden noch weiter unten ausführlicher diskutiert. Die Frage, ob die Trainingsmethoden zu einer Veränderung der äußeren Belastungsparameter geführt haben, kann anhand des vorhandenen Datenmaterials deutlich mit nein beantwortet werden.

Die Auswirkung der intensiven Trainingsmethode auf die mechanischen Parameter beim DJ

Das Training mit der intensiven Trainingsmethode bewirkte beim Sprunggelenk nahezu keine Veränderungen bei den mittleren Winkelgeschwindigkeiten, und zwar sowohl während der Amortisations- als auch während der Abdruckphase. Vergleichbare Effekte konnten beim Kniegelenk im Verlauf der Amortisationsphase beobachtet werden. Dagegen wurden die mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der Abdruckphase teilweise sehr deutlich (t.s. bis $p < 0,05$) erhöht. Die vorliegenden Ergebnisse stimmen mit den Ergebnissen von KYRÖLÄINEN et al. (1989) überein. Diese Autoren konnten bei einer viermonatigen Längsschnittstudie ähnliche Ergebnisse nachweisen. Nach FRICK / SCHMIDTBLEICHER (1993) ist eine Zunahme der mittleren Winkelgeschwindigkeit während der Flexionsphase auf eine Reduktion der Muskelstiffness zurückzuführen. In der hier vorliegenden Studie kann aber aufgrund der unveränderten Winkelgeschwindigkeiten während der Amortisationsphase davon ausgegangen werden, dass hier keine Reduktion der Muskelstiffness stattgefunden hat.

Bei der Betrachtung der Bodenreaktionskräfte (absolute und relative Werte) wird ersichtlich, dass hier ebenfalls nur geringe Veränderungen stattgefunden haben. Leichte Erhöhung (n.s.) zeigt nur die mittlere Kraft.

Die intensive Trainingsmethode konnte allerdings die mechanische Leistung (P) teilweise stark ($p < 0,01$) erhöhen. Eine Interpretation für diese Ergebnisse könnte in den Erkenntnissen von KYRÖLÄINEN et al. (1998) gefunden werden. Bei einem Vergleich zwischen Schnellkraft- und Ausdauerathleten konnten die Schnellkraftathleten eine höhere ($p < 0,01-0,001$) mechanische Leistung im Vergleich

zu den Ausdauerathleten nachweisen. Die signifikante Erhöhung sowohl der Beschleunigungsleistung als auch der kinetischen Energie während der Abdruckphase (E_{Abdruck}) kann mit einer Verkürzung der Kopplungszeiten und besonders mit einer Erhöhung der Muskelstiffness begründet werden. Nach GOUBEL (1987) kann gefolgert werden, dass geringere Kopplungszeiten zu einer stärkeren Freigabe der in elastischen Elementen gespeicherten potentiellen Energie während der konzentrischen Phase führen. Bei einem Bewegungszyklus der Aktomyosinfilamente werden für die Bindungszeiten der Myosinköpfe ca. 15 ms angenommen (STIENEN et al. 1978). Bei kurzen Kopplungszeiten wird eine frühere Abtrennung der Aktomyosinfilamente vermieden (BOSCO et al. 1982a), sodass eine höhere Ausnutzung der gespeicherten elastischen Energie möglich wird. Einerseits deuten die signifikant höheren Werte der Beschleunigungsleistung und der kinetischen Energie während der Abdruckphase (E_{Abdruck}) und andererseits die unveränderten Werte der Bremsleistung und der kinetischen Energie während der Landung (E_{Landung}) darauf hin, dass nach der Trainingsphase die Umsetzung (Ausnutzung) der elastischen Energie während der Abdruckphase effektiver wurde. Diese Annahme wird bekräftigt durch die enormen Verbesserungen ($p < 0,001 - 0,05$) sowohl der Sprunghöhe als auch der Absprunggeschwindigkeit (Abb. 7-13). Die prozentuale Veränderung ($\Delta\%$) der beiden Parameter lag für die Sprunghöhe zwischen 9,2 und 15,6% und für die Absprunggeschwindigkeit zwischen 4,5 und 7,6%. Ähnliche Steigerungsraten hinsichtlich der Sprunghöhe und Absprunggeschwindigkeit konnten noch bei HAEKKINEN / KOMI (1985b), SCHMITDBLEICHER et al. (1987), TEGTMEIER (1987), KYRÖLÄINEN et al. (1989), NEUBERT (1999), KYRÖLÄINEN et al. (2001) beobachtet werden.

Die Auswirkung der extensiven Trainingsmethode auf die mechanischen Parameter beim DJ

Die extensive wie auch die intensive Trainingsgruppe zeigte nach der Trainingsphase keine erkennbaren Veränderungen der Winkelgeschwindigkeiten beim Sprunggelenk, wobei lediglich die Winkelgeschwindigkeiten während der Amortisationsphase teilweise Verringerungen aufweisen. Diese erweisen sich aber bei den meisten Fallhöhen als nicht signifikant. Es sind allerdings deutliche Veränderungen ($p < 0,01 - \text{t.s.}$) beim Kniegelenk zu erkennen. Im Gegensatz zur intensiven Methode erhöht die extensive Methode die Winkelgeschwindigkeit während der Amortisationsphase und sorgt für eine Senkung während der Abdruckphase. Wie bereits dargestellt, ist nach FRICK / SCHMITDBLEICHER (1993) die Erhöhung der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten in der Amortisationsphase mit einer Reduktion der Muskelstiffness verbunden. Ein Grund für die reduzierte Muskelstiffness in der vorliegenden Studie kann das Auftreten von Ermüdungserscheinungen sein. GOLLHOFER et al. (1987a) zeigten unmittelbar nach einem Ermüdungstreatment im DVZ eine Zunahme der Winkelgeschwindigkeiten während der exzentrischen Phase und eine Abnahme während der konzentrischen Phase. Weitere Beweise für die Herabsetzung der Muskelstiffness liefern die Ergebnisse der Bodenreaktionskräfte. Sowohl die absoluten als auch die relativen Werte zeigen nach der Trainingsphase eine enorme Reduktion ($p < 0,01 - 0,05$). Nach Ermüdung durch Kontraktionen im DVZ kann der Ausfall der Kraftspitze unmittelbar nach dem Bodenkontakt als ein reduzierter Beitrag der Dehnungsreflexe zur Regulierung der Muskelstiffness angenommen werden (NICOL et al. 1996). Eine ähnliche signifikante Reduktion der Bodenreaktionskräfte nach Ermüdungsversuchen im DVZ konnten MORITANI et al. (1990), AVELA et al. (1999), HORITA et al. (2001) nachweisen. Besonders AVELA et al. (1999) stellten bis zu sechs Tage nach der Ermüdung erhebliche Reduktionen der Bodenreaktionskräfte fest.

Die mechanische Leistung der extensiven Trainingsgruppe wurde durch die Trainingsphase ebenfalls reduziert ($p < 0,01 - 0,05$). Vergleichbare Ergebnisse lieferten nach ermüdungsbedingten Kontraktionen im DVZ MORITANI et al. (1990). Bei der Betrachtung der Brems- und Beschleunigungsleistung wurden im Vergleich zur intensiven Trainingsgruppe gegensätzliche Ergebnisse erzielt. Die enorme Herabsetzung der Bremsleistung kann als Indikator der reduzierten Muskelstiffness angesehen werden, infolgedessen es zu längeren Kopplungszeiten kommt. Ein „weicheres“ tendomuskuläres System, hervorgerufen durch die Herabsetzung der Muskelstiffness, benötigt längere Zeit für die Amortisationsphase (Kopplungszeiten), was zu einem frühzeitigeren Lösen der Querbrückenbindungen führt. Dies wiederum bewirkt eine verringerte Ausgabe der in diesen Bindungen gespeicherten Energie während der konzentrischen Bewegungsphase. Nach KOMI et al. (1992) verursachen lange Kopplungszeiten zwischen der Dehnungs- und der Verkürzungsphase höhere Verluste an gespeicherter Energie, die dann als Wärme verloren geht. Die Annahme, dass weniger gespeicherte elastische Energie während der konzentrischen Phase freigegeben wird, kann durch die leichte (n.s.) Senkung der Beschleunigungsleistung und die nicht signifikante Erhöhung der kinetischen Energie während der Abdruckphase (E_{Abdruck}) bekräftigt werden. Ein weiterer Beweis hierfür ist die leichte (n.s.) Erhöhung sowohl der Sprunghöhe als auch der Absprunggeschwindigkeit. Beide Parameter zeigten nur eine geringfügige Erhöhung mit Werten für die Sprunghöhe zwischen 1,1 und 4,7% und für die Absprunggeschwindigkeit zwischen 0,5 und 2,3%.

Einen weiteren Grund zur Abnahme der mechanischen Parameter liefern MORITANI et al. (1990). Hierfür können die reduzierten mechanischen Parameter durch die selektive Herabsetzung der Erregbarkeit der FT-Fasern, besonders bei Muskeln mit einem etwas höheren Anteil solcher Fasern (wie GA), verursacht werden.

Beide Trainingsmethoden verursachen eine gegensätzliche Veränderung der mechanischen Parameter. Hauptursachen für die gegensätzlichen Entwicklungen sind im Falle der intensiven Trainingsgruppe die Erhöhung der Muskelstiffness, die Verkürzung der Kopplungszeiten und eine mögliche Erhöhung der Erregbarkeit der FT-Muskelfasern. Bei der extensiven Gruppe sollten die Gründe in der möglichen Herabsetzung der Muskelstiffness, der Verlängerung der Kopplungszeiten sowie eventuell in der vermehrten Aktivität der ST-Muskelfasern gesucht werden.

Die Auswirkung der intensiven Trainingsmethode auf die elektromyographischen (EMG) Parameter beim DJ

Zeitlicher Aspekt

Die Verlängerung der Vorinnervationsphase als Folge der intensiven Trainingsmethode kann nur bedingt angenommen werden. GA und teilweise RF zeigen eine leichte Verkürzung der Rekrutierungszeitpunkte. Das kann vermutlich die Folge ihrer Zweigelenkigkeit der Grund sein. Alle anderen Muskeln verlängern (n.s.) ihre Rekrutierungszeitpunkte leicht. Diese Verlängerung der Rekrutierungszeitpunkte spricht einerseits für eine Tendenz zur Linksverschiebung des EMG-Musters und andererseits für die Stabilität des Bewegungsprogramms. Die Stabilität des Bewegungsprogramms kann auch bedeuten, dass die Beziehungen der Muskeln hinsichtlich der Rekrutierungszeitpunkte unverändert bleiben, was eine unveränderte intermuskuläre Koordination bedeutet.

Eine ähnliche Entwicklung wie bei den Rekrutierungszeitpunkten weisen auch die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase auf. Auch hier kann eine leichte Tendenz zur Linksverschiebung beobachtet werden, allerdings nur für die Muskulatur des Unterschenkels. Eine gegensätzliche Tendenz lässt sich bei den Zeitpunkten der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase aufzeigen. Bei nahezu allen Muskeln mit Ausnahme des BF verschieben sich diese Zeitpunkte nach der Trainingsperiode auf spätere Phasen. Diese Veränderungen können aber nicht statistisch abgesichert werden.

Die Innervationscharakteristik hinsichtlich ihres zeitlichen Aspektes wird durch die vierwöchige Trainingsphase nicht beeinflusst. Sowohl die Rekrutierungsreihenfolge als auch die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima verlaufen auch nach dem Training relativ stabil. Es konnte nur eine ganz leichte Tendenz zur Linksverschiebung festgestellt werden, ohne aber diese Tendenz statistisch nachweisen zu können.

Intensitätsaspekt

Nicht nur die mittleren Amplituden, sondern auch die Aktivitätsmaxima während der Vorinnervationsphase zeigen nach der Trainingsphase mit der intensiven Trainingsmethode eine Tendenz zur Erhöhung. Als Grund für diese Erhöhung sollte eine Steigerung der Rekrutierung der motorischen Einheiten - besonders der distal gelegenen Muskeln - angenommen werden. Hierdurch kann eine bessere Vorbereitung und Ausführung des Bewegungsprogramms ermöglicht werden. Aus dieser Feststellung können die Muskeln BF und RF ausgeschlossen werden, da beide Muskeln eine leichte Senkung nach der Trainingsphase aufgewiesen haben.

Die Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase waren bei der Mehrheit der Muskeln nach dem Trainingsprozess erhöht. Nur RF antwortete nach dem Training mit einer Reduktion der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase. Im Bezug auf die relative Gesamtaktivität zeigte die intensive Gruppe kein einheitliches Bild (vgl. Tab. 7-16). Einerseits konnten VM und teilweise SOL und TA ihre Aktivität steigern, andererseits zeigten RF und teilweise GA und BF eine leichte (n.s.) Senkung der relativen Gesamtaktivität.

Die leicht erhöhten Aktivitätsmaxima, und zwar sowohl während der Vorinnervation als auch während der Bodenkontaktphase, sowie die zum Teil erhöhte relative Gesamtaktivität könnten als eine Veränderung der Rekrutierung der motorischen Einheiten interpretiert werden. Dies würde bedeuten, dass hier möglicherweise eine Aktivierung der motorischen Einheiten mit einer hohen Reizschwelle stattgefunden hat, ohne dass zuerst die motorischen Einheiten mit der niedrigen Reizschwelle aktiviert worden sind (VIITASALO et al. 1998). Folgt man dieser Ausnahme, so kann bei schnellen Bewegungen eine Aktivierung der motorischen Einheiten mit einer hohen Reizschwelle ohne eine Entladung im Bereich der kleinen niedrigschwelligen Einheiten stattfinden.

Funktioneller Aspekt

Die Auswirkungen der intensiven Methode auf den funktionellen Aspekt der muskulären Aktivität wurden in den Abb. 7-21 bis 7-26 für alle elektromyographisch abgeleiteten Muskeln dargestellt. Anhand dieser Ergebnisse ist bei der intensiven Trainingsgruppe eine leichte (n.s.) Linksverschiebung des EMG-Musters erkennbar. Fast alle Muskeln reduzieren ihre Aktivitätsanteile während der SEA-Phase

sehr deutlich. Die Veränderungen sowohl während der SEA-Phase als auch während der anderen Phasen konnten wegen der hohen Standardabweichungen und interindividuellen Unterschiede nicht statistisch abgesichert werden. Das uneinheitliche Bild von SOL und RF, mit einer Senkung ihrer Anteile bei niedrigen Fallhöhen und einer Erhöhung bei hohen Fallhöhen während der SEA-Phase, kann als Einfluss der Dehnungsbelastung interpretiert werden. Die Erhöhung der Aktivitätsanteile des TA während der SEA-Phase liegt eventuell in einer Veränderung der Bewegungsausführung von einer anfänglich durchgeführten Plantartechnik zu einer Dorsaltechnik (vgl. DOLENEC / STROJNIK 1997 und 2000). Die Veränderung des EMG-Musters mit einer Linksverschiebung kann als eine Anpassung des tendomuskulären Systems an das reaktive Sprungkrafttraining angesehen werden. Diese Auswirkungen wurden schon früher bei Untersuchungen zur Wirkungsweise eines Explosivkrafttrainings auf die isometrische Maximalkraft beobachtet (HAEKKINEN 1989). Nach HÄKKINEN (1989) kann durch ein solches Explosivkrafttraining sowohl die Kraftkurve als auch die EMG-Kurve bei der Ermittlung der isometrischen Maximalkraft nach links verschoben werden. KYRÖLÄINEN et al. (1991) konnten nach einem mehrwöchigen Reaktivsprungtraining ebenfalls eine Linksverschiebung des EMG-Musters beobachten. Ähnliche Ergebnisse lieferten auch VIITASALO et al. (1998) bei einem Vergleich zwischen Dreispringern und Sportstudenten. Die Dreispringer zeigten eine höhere myoelektrische Aktivität (EMG) besonders bei der Vorinnervationsphase und der exzentrischen Phase. Nach FRICK (1993) könnte eine Erhöhung der absoluten und normalisierten EMG-Aktivität während der VOR- und LAT-Phase mit einer Erhöhung der Muskelstiffness in Verbindung gebracht werden, da hierbei anzunehmen ist, dass eine große Anzahl an Querbrückenbindungen aktiv vorliegt.

Die Beeinflussung der elektromyographischen Parameter durch die intensive Trainingsmethode zeichnet sich somit durch eine Linksverschiebung des EMG-Musters und eine Erhöhung der intramuskulären Koordination (Aktivitätsmaxima und relative EMG-Gesamtaktivität) aus. Allerdings können diese Veränderungen nicht statistisch abgesichert werden. Hierfür könnten mehrere Gründe aufgeführt werden:

- Der Drop Jump als Test- und Trainingsform wurde von den meisten Probanden bereits vor der Untersuchung hinsichtlich des technischen Verlaufs sehr gut beherrscht. Somit stellte diese Trainingsmethode für die Probanden einen bereits gewohnten Trainingsinput sowohl im Hinblick auf die Bewegungsausführung als auch auf die Belastungseinwirkung dar. Hierfür spricht zudem das hohe sportliche Niveau der Mehrheit der Probanden.
- Die hohen interindividuellen Schwankungen und Unterschiede deuten auf eine starke Individualität bei der Ausprägung der neuromuskulären Steuerungs- und Regelungsprozesse der reaktiven Leistungsfähigkeit hin, die aber zu hohen Standardabweichungen bei den EMG-Kennwerten führen.
- Die Trainingsdauer (4 Wochen, 8 Trainingseinheiten) war zu kurz, um signifikante Anpassungen auf die neurophysiologischen Parameter zu erzielen.

Die Auswirkung der extensiven Trainingsmethode auf die elektromyographischen (EMG) Parameter beim DJ

Zeitlicher Aspekt

Eine Verlängerung der Vorinnervationsphase als Folge der extensiven Trainingsmethode konnte ausgeschlossen werden. SOL zeigt als einziger Muskel eine Verkürzung der Vorinnervationsphase bei allen Fallhöhen. TA und RF tendieren ebenfalls zu einer Verkürzung dieser Phase, wohingegen GA, VM und BF eher zu einer Verlängerung derselben tendieren. Insgesamt betrachtet können somit keine gleichartigen und wesentlichen Veränderungen der Rekrutierungszeitpunkte durch die extensive Methode festgestellt werden. Ein einheitliches Bild zeigen dahingegen die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima während der Vorinnervation und während des Bodenkontaktes. Die Zeitpunkte der beiden Aktivitätsmaxima wurden nach der Trainingsphase auf spätere Zeitpunkte in Bezug auf den Bodenkontakt verschoben. Die Verlängerung der Zeitpunkte war allerdings nicht im signifikanten Bereich, sodass man nur über eine Tendenz zur Rechtsverschiebung sprechen kann. Trotz der hier beobachtbaren leichten Veränderung kann das Bewegungsprogramm auch in dieser Gruppe hinsichtlich der intermuskulären Koordination als relativ stabil angesehen werden. Diese leichte Verlängerung der maximalen Aktivitätszeitpunkte kann auch als Begründung für die reduzierte reaktive Leistungsfähigkeit herangezogen werden.

Eine Änderung der Innervationscharakteristik nach der vierwöchigen Trainingsphase hinsichtlich des zeitlichen Aspektes war nur ansatzweise erkennbar. Sowohl die Rekrutierungsreihenfolge als auch die Zeitpunkte der Aktivitätsmaxima verlaufen auch nach dem Training relativ stabil. Es zeigte sich aber nur eine ganz leichte Tendenz zur Rechtsverschiebung der EMG-Spitzenwerte.

Intensitätsaspekt

Der Intensitätsaspekt zeigte nach der Trainingsintervention eine einheitliche Veränderung. Sowohl die mittleren Amplituden der Vorinnervation als auch die Aktivitätsmaxima während dieser Phase werden reduziert. Besonders die Aktivitätsmaxima von SOL und VM weisen signifikante Verringerungen auf. Diese Tatsache führt zur Annahme, dass die extensive Trainingsmethode eine Herabsetzung des Vorinnervationsbeitrags verursacht hat. Die Ursache hierfür könnte in den hohen Wiederholungszahlen dieser Methode gefunden werden, die zu entsprechend starken Ermüdungserscheinungen geführt haben. Die Reduzierung der Vorinnervation durch die Ermüdung belegen mehrere Studien (MORITANI et al. 1990; FRICK 1993; AVELA / KOMI 1998a; HORITA et al. 1999; WALSH / BRÜGGEMANN 2000; KUITUNEN et al. 2001). Da die Analyse der Literatur einen hohen Zusammenhang zwischen Vorinnervation und Muskelstiffness belegt (SCHMIDTBLEICHER 1989; GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; FRICK 1993; KYRÖLÄINEN et al. 1997; AVELA / KOMI 1998a; BRÜGGEMANN et al. 2000), könnte dies als Grund für die verringerten mechanischen Leistungsparameter sein. HORITA et al. (1996) in Anlehnung an FORD et al. (1981; 1986) erwähnen, dass die Muskelstiffness den tatsächlichen Zustand des kontraktiven Apparates des Muskels darstellt. Dies bezieht sich auf die Filamentenüberlappung zwischen Aktin und Myosin und auf die Kraftentwicklung. Eine reduzierte Muskelstiffness geht somit einher mit einer geringeren Bildungsrate an Querbrücken und einem dadurch niedrigeren Kraftbeitrag.

Die reduzierte Muskelstiffness führte trotzdem zu keiner Veränderung der Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase (Tab. 7-15); sogar GA zeigte eine signifikante Erhöhung. Als Grund dieser Auswirkungen könnte, vermutlich durch die Verlängerung der Aktivitätszeitpunkte, eine erhöhte Rekrutierung der ST-Muskelfasern genannt werden. GOUBEL (1987) führt hierzu an, dass bei langen Kopp-

lungszeiten eher die ST-Muskelfasern rekrutiert werden. Nach BOSCO et al. (1986) können bei langen Kopplungszeiten die ST-Fasern die elastische Energie länger speichern, da deren Querbrückenbindungszeit länger ist. In der vorliegenden Studie deuten die enorm längeren Bodenkontaktzeiten während der exzentrischen Phase sowie die Verlängerung der Winkelamplituden während der Flexionsphase darauf hin, dass die Kopplungszeiten nach dem Training eine Verlängerung erfahren haben, was die oben angeführten Vermutungen stützen.

Anders als die Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase, reduzierte sich die relative Gesamtaktivität mit Ausnahme von GA und VM nach dem Training. Die Senkung der Gesamtaktivität blieb jedoch im nicht signifikanten Bereich. Die Reduzierung der Gesamtaktivität ist somit zu großen Teilen auf die reduzierten mittleren Amplituden in der Vorinnervationsphase und die Verlängerungen der Bodenkontaktzeiten zurückzuführen.

Funktioneller Aspekt

Die Veränderung des EMG-Musters durch die extensive Trainingsmethode ist deutlich während der VOR- und SEA-Phase zu erkennen (Abb. 7-21 bis 7-26). Die Veränderung beider Phasen deutet darauf hin, dass diese Trainingsmethode eine Rechtsverschiebung des EMG-Musters verursacht hat. Die Rechtsverschiebung wird einerseits durch die Reduktion der prozentualen Anteile der VOR-Phase und andererseits durch die Erhöhung der prozentualen Anteile der SEA-Phase sichtbar. Beim SOL und teilweise beim VM konnten diese Effekte während der VOR-Phase auch statistisch abgesichert werden ($p < 0,05$). Alle anderen Veränderungen während dieser Phase sind zwar tendenziell sichtbar, aber aufgrund der hohen Standardabweichungen nicht signifikant. Ebenfalls nicht signifikant sind die Veränderungen während der SEA-Phase. Diese liegen aber deutlich über einer Grenze von 10%. Nach FRICK (1993) soll die Auswahl der 10% Grenze sicherstellen, dass sich die Veränderungen außerhalb des Bereichs der individuellen Merkmalsfluktuation befinden. Die Merkmalsfluktuation beträgt bei biologischen Systemen üblicherweise etwa 5%. Bei der Betrachtung der LAT-Phase zeigen beide Plantarflexionsmuskeln GA und SOL eine deutliche Reduktion ($p < 0,001 - 0,05$) ihres Anteils an der Gesamtaktivität. Die anderen Muskeln zeigen entweder die gleiche Tendenz (VM und RF) oder ein uneinheitliches Bild (TA und BF). Die zum Teil positive Veränderung von TA und BF während der LAT-Phase kann als eine Veränderung (Verschlechterung) der intermuskulären Koordination interpretiert werden. Da beide Muskeln jeweils als Antagonisten der Plantarflexion und Knieextension fungieren, kann die erhöhte Aktivität beider Muskeln während der LAT als eine Abbremsung der Funktion der Agonisten gesehen werden. Die prozentualen Anteile der RIA-Phase zeigen nach dem Training keinen eindeutigen Trend. GA und RF reduzieren ihre Anteile bei fast allen Belastungsstufen, während die Anteile der anderen Muskeln uneinheitlich tendieren. Nach der deutlichen Reduktion der VOR- und LAT-Phase wurde auch eine ähnliche Reduktion bei dieser Phase erwartet. Dieses uneinheitliche Bild der RIA-Phase könnte eventuell an der Methodik der Auswertung der Reflexaktivität liegen. LEE / TATTON (1978) gelang es nach Untersuchungen der Reflexaktivität, bei den Muskeln der Handflexion drei Komponenten zu unterscheiden. Die drei Komponenten wurden mit deutlichen Aktivitätsspitzen nach 32, 59 und 85 ms nachgewiesen und mit motor wave M1, M2 und M3 bezeichnet. ALLUM (1975) und KWAN et al. (1980) benennen die erste Aktivitätsspitze als „short-“, die zweite als „medium-“ und die dritte als „long-latency-component“. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Auswertung der

Reflexaktivität nicht im Sinne der oben genannten Unterscheidung vollzogen, sondern die Auswertung der Reflexaktivität über ein Integral von 90 ms Dauer (30 bis 120 ms nach dem Bodenkontakt) realisiert. Bei einer solchen Auswertung kann zwar der prozentuale Anteil der RIA an der gesamten Aktivität dokumentiert werden, aber jegliche Aussagemöglichkeiten über die einzelnen Reflexkomponenten fallen weg. Vermutlich haben bei dieser Untersuchung nur die M1- oder M2-Komponenten eine Reduzierung nach dem extensiven Training erfahren. Untersuchungsergebnisse belegen eine solche Aussage (HORITA et al. 1996; AVELA et al. 1999).

Trotz der nicht signifikanten Reduktion der EMG-Werte der RIA-Phase wird hier eine Rechtsverschiebung des EMG-Musters nach der vierwöchigen Trainingsphase mit der extensiven Methode angenommen. Untersuchungsergebnisse von GOLLHOFER et al. (1989a) und MORITANI et al. (1990) beweisen eine Rechtsverschiebung unmittelbar nach der Beendigung eines Ermüdungstreatments mit Kontraktionen im DVZ. In der vorliegenden Studie wurde aus diesem Grund die Nachuntersuchung mindestens drei Tage nach der Beendigung der letzten Trainingseinheit der extensiven Methode durchgeführt, so dass bei den Probanden auf keinen Fall mit akuten Ermüdungserscheinungen zu rechnen war. Trotz dieser Maßnahme kann angenommen werden, dass kumulative ermüdungsbedingte Ursachen für die Veränderung der elektromyographischen Parameter eine große Rolle gespielt haben. Diese Vermutung wird zu einem späteren Zeitpunkt weiter interpretiert.

Die Auswirkungen der beiden Trainingsmethoden auf den reaktiven Leistungsindex (L_{index})

Die Veränderung des L_{index} im Anschluss an die vierwöchige Trainingsphase ist in der Abbildung 7-20 dargestellt. Für die massiven Veränderungen des L_{index} können mehrere Faktoren verantwortlich gemacht werden. Aus den bereits vorab diskutierten Ergebnissen scheint eine Erhöhung des L_{index} durch folgende Parameter bedingt zu sein:

- Die höhere neuromuskuläre Aktivität der Antigravitationsmuskulatur in den frühen Phasen der Bewegung. Eine Akzentuierung dieser Aktivität ist mit einer Linksverschiebung des EMG-Musters oder einer Erhöhung der Aktivitätsmaxima, besonders während der Voraktivität und der exzentrischen Phase, gleichzusetzen.
- Die Verringerung der Winkelamplituden und Reduzierung der Winkelgeschwindigkeit während der Amortisationsphase.
- Die Verkürzung der Kopplungszeiten und dadurch auch der Bodenkontaktzeiten.
- Die Erhöhung der kinetischen Energie während der Absprunghöhe, der Beschleunigungsleistung sowie der mechanischen Leistung, wodurch sich deutliche Erhöhungen in der Sprunghöhe und Absprunggeschwindigkeit ergeben.

Die gegensätzliche Entwicklung der oben genannten Mechanismen führt zu einer deutlichen Abnahme des L_{index} :

- Eine Akzentuierung der neuromuskulären Aktivität in den späteren Phasen der Bewegungsausführung ist mit einer Rechtsverschiebung des EMG-Musters verbunden. Dies wird von einer erkennbaren Senkung der Aktivitätsmaxima besonders während der Voraktivität und der exzentrischen Phase sowie einer Erhöhung dieser Maxima während der positiven Bodenkontaktphase begleitet.

- Die Verlängerung der Winkelamplituden während der Flexionsphase und die Verkürzung während der Extensionsphase.
- Die Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit während der Flexionsphase sowie ihre Reduktion während der Extensionsphase.
- Die Verlängerung der Kopplungszeiten und dadurch auch der Bodenkontaktzeiten.
- Die Reduktion der mechanischen Leistung sowie der Bremsleistung.

Interpretation und Erklärungsversuche der Leistungssteigerung beim DJ durch die Verwendung der intensiven Trainingsmethode

In der vorliegenden Studie wird die Steigerung der Leistung beim DJ mit der Steigerung des L_{index} gleichgesetzt. Die intensive Trainingsmethode konnte eine deutliche Erhöhung ($p \leq 0,001 - 0,05$) des L_{index} verursachen. Die Steigerung des L_{index} wurde durch eine Reihe von Anpassungsvorgängen hervorgerufen, die auf der neurophysiologischen Ebene stattgefunden haben. Charakterisierbar sind diese Veränderungen des EMG-Musters durch eine Linksverschiebung der Hauptaktivität, die zwar tendenziell erkennbar, aber nicht statistisch abgesichert werden kann. Als Hauptursache für die Steigerung der reaktiven Leistungsfähigkeit kann die Erhöhung der Muskelstiffness angenommen werden. Folgende Punkte stützen die Annahme einer erhöhten Muskelstiffness:

- Die Erhöhung der Vorinnervation. Hierfür gibt es in der Literatur genügend Beweise, die eine Erhöhung der Muskelstiffness mit der Erhöhung der Vorinnervation in Verbindung bringen (ANTONI et al. 1979; BOSCO et al. 1982a; KOMI 1984; AURA / KOMI 1986b; GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; AVELA et al. 1994; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995a; KYRÖLÄINEN et al. 1997; AVELA / KOMI 1998a; BRÜGGEMANN et al. 2000).
- Die Verringerung der Winkelamplituden während der Flexionsphase (BOSCO 1982; HORTOBÁGYI et al. 1990; FRICK / SCHMIDTBLEICHER 1993; SCHMIDTBLEICHER / FRICK 1995; KUITUNEN et al. 2001).
- Die Verkürzung der Kopplungszeiten (GOUBEL 1987).

Die Bedeutung der erhöhten Muskelstiffness zur Steigerung der reaktiven Leistungsfähigkeit erklärten mehrere Autoren:

Nach FRICK (1993) kann die Erhöhung der Muskelstiffness bereits zu Beginn der Bodenkontaktphase zur Bildung einer großen Anzahl von Querbrücken zur Sensibilisierung der Muskelspindeln durch α - und γ -Koaktivierung und folglich zu annähernd optimalen Bedingungen der Reflexpotenzierung (HOUK et al. 1981) und Nutzung der SRES führen. Dementsprechend kann bei solchen Anpassungen eine signifikante Steigerung der Aktivität aller drei frühen funktionellen Phasen (VOR / LAT / RIA) festgestellt werden. Die so erhöhte Muskelstiffness ermöglicht einen höheren initialen Spannungsaufbau und die Amortisation der Belastung in kürzerer Zeit bei gleicher (Sprunggelenk) bzw. bei leicht reduzierter Bewegungsamplitude (Kniegelenk). Sowohl die Verkürzung der Zeitdauer bis zur Bewegungsumkehr als auch die Reduktion der Bewegungsamplitude tragen zu einer erhöhten Nutzung gespeicherter Energie in der konzentrischen Phase der Muskelaktion bei. Da zudem die Dauer der Extensionsphase und damit die gesamte Bodenkontaktphase verkürzt wurde, muss weniger neuronale Aktivität aufgewendet werden, um die gleiche Arbeit zu generieren.

Nach GOUBEL (1987; 1997) hat eine Erhöhung der Muskelstiffness drei positive Gesichtspunkte:

- Die Speicherung elastischer Energie. In den serienelastischen Komponenten kann mehr potentielle Energie während der Dehnung gespeichert werden
- Die Entwicklung höherer Kräfte. Die kontraktilen Komponenten können während der Verkürzung mehr Kraft entwickeln, weil während ihrer Verkürzung die Nachgiebigkeit der serienelastischen Komponente nicht entgegenwirkt (bessere Kraftübertragung)
- Die Reduzierung der Kopplungszeiten

Ein zu starkes Nachgeben bzw. Lösen der Bindungen zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten wäre gleichbedeutend mit einer Verlängerung der Muskellänge und einer Überschreitung der SRES (FRICK 1993). Bei Kontraktionen im DVZ führt ein solcher Vorgang zu einer enormen Verlängerung der exzentrischen Phase. Eine lange Dehnungsphase hat dann eine Verlängerung des Übergangs zwischen exzentrischer und konzentrischer Phase, d.h. eine Verlängerung der Kopplungszeiten zur Folge. Lange Kopplungszeiten sind dann mit Verlusten von gespeicherter elastischer Energie und dadurch mit einer Senkung der reaktiven Leistung verbunden (BOSCO 1982; BOSCO et al. 1982a; 1986; KOMI et al. 1992).

Bei Kontraktionen im DVZ kann die Erhöhung der Muskelstiffness zu einer Verhinderung des frühen Lösens der aktiven Querbrücken der Aktomyosinfilamente, zu einer optimalen Länge der Bindung zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten (Sarkomerenlänge) und damit zu einer höheren Anzahl von verfügbaren Myosinquerbrücken führen. Nach GOLDSPINK (1994) hängt die muskuläre Kontraktionsgeschwindigkeit von der initialen Sarkomerenlänge, der Zahl der verfügbaren Querbrückenbindungen sowie vom Typ dieser Querbrücken ab. Die Leistung eines Muskels steigt mit der Kraft, die er aufbringt, und mit der Geschwindigkeit, mit der diese entwickelt wird. Sowohl die maximal mögliche Kraft als auch die Kontraktionsgeschwindigkeit eines Muskels sind somit von der Zahl der Querbrückenbindungen abhängig, die zwischen Aktin und Myosin eingegangen werden können.

In der vorliegenden Untersuchung verhinderte die erhöhte Muskelstiffness eine übermäßige Ausdehnung der Muskellänge während der exzentrischen Phase. Diese Erkenntnis kann einerseits anhand der Verringerung der Winkelamplituden während der Amortisationsphase und andererseits mittels der unveränderten Kontaktzeiten während der exzentrischen Phase bestätigt werden (Abb. 7A-4). Aufgrund dieser Erkenntnisse und der Tatsache, dass die Kontaktzeiten während der konzentrischen Phase sich verkürzt haben ($p < 0,05$), kann eine Verkürzung der Kopplungszeiten angenommen werden. Nach BOSCO et al. (1981) besteht eine positive Beziehung zwischen den Kopplungszeiten und den Kniewinkelamplituden mit $r = 0,46$. Die kurzen Bewegungsamplituden und Kopplungszeiten sowie die erhöhte oder angepasste Muskelstiffness verursachten zumindest keine Veränderung der Bodenreaktionskräfte, sorgen jedoch für eine signifikante Erhöhung der mechanischen Parameter. Die Erhöhung der mechanischen Leistung ($p < 0,01$), der Beschleunigungsleistung ($p < 0,001 - 0,01$), der kinetischen Energie zum Zeitpunkt der Abdruckphase ($p < 0,001 - 0,05$) und der Sprunghöhe ($p < 0,001 - 0,05$) deuten darauf hin, dass im Vergleich zur Voruntersuchung höhere Beträge der gespeicherten elastischen Energie im Anschluss an die exzentrische Phase wieder genutzt werden konnten und nicht als Wärme verloren gegangen sind. Diese Annahme kann auch durch die in der Literatur dargestellten Ergebnisse gestützt werden. Nach BOSCO (1982), BOSCO et al. (1982a) zeichnen sich DJs mit kurzen Kopplungszeiten von hoher mechanischer Effizienz aus. In diesem Zusammenhang sind kurze Kopplungszeiten eng mit der Wiederbenutzung der elastischen Energie verbunden. Nach VII-

TASALO et al. (1998) hängt die Fähigkeit des Muskels, elastische Energie zu speichern und wieder zu nutzen, von der Muskellänge, der Dehnungsgeschwindigkeit, der Kraft am Ende der Dehnungsphase und der Kopplungszeit zwischen der exzentrischen und konzentrischen Aktionsphase ab. Dagegen verursachen lange Kopplungszeiten zwischen der Dehnungs- und der Verkürzungsphase hohe Verluste an Energie, die dann als Wärme verloren gehen (KOMI et al. 1992).

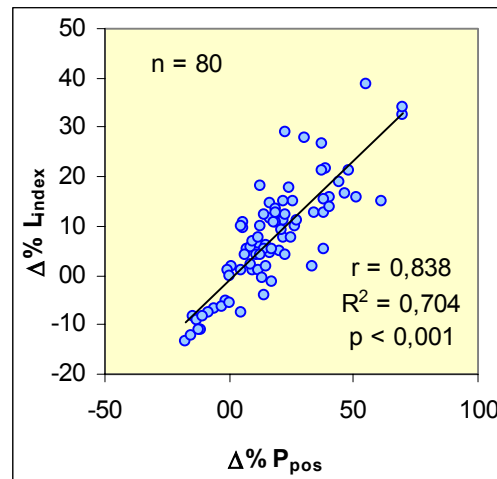


Abb. 7-27: Korrelationen zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Beschleunigungsleistung (P_{pos}) und der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) des Leistungsindexes (L_{index}) nach der Trainingsintervention mit der intensiven Belastungscharakteristik

Der reibungslose Übergang von der exzentrischen zur konzentrischen Phase und die Erhöhung der mechanischen Parameter sorgten bei dieser Untersuchung für eine deutliche Erhöhung der reaktiven Leistung ($p < 0,001 - 0,05$). In Abb. 7-27 kann man die hohen Korrelationen zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Beschleunigungsleistung mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) des L_{index} feststellen.

Eine weitere Interpretation der Leistungserhöhung könnte in einer möglichen Erhöhung der Rekrutierung und/oder Frequenzierung von zusätzlichen motorischen Einheiten des FT-Typs gefunden werden. Ein Training mit reaktiven Sprungformen, wie es der DJ darstellt, verursacht hohe Belastungen des tendomuskulären Systems, was anhand der hohen Bodenreaktionskräfte belegt werden kann. Den Zusammenhang hoher Bodenreaktionskräfte mit der reaktiven Leistungsfähigkeit zeigt die Beziehung zwischen der prozentualen Veränderung dieser Kräfte mit der prozentualen Veränderung des L_{index} auf der Abbildung 7-28. Die Spitzenwerte der ermittelten Bodenreaktionskräfte dieser Untersuchung erreichen bei manchen Probanden das 8-fache des Körpergewichtes. In der Regel generierten die Probanden der intensiven Gruppe maximale Bodenreaktionskräfte, die je nach Belastungsstufe zwischen dem 5,7-fachen und 6,8-fachen des Körpergewichtes lagen. Im Vergleich hierzu erreichten sie maximale isometrische Kräfte mit Beträgen des 2,8-fachen des Körpergewichtes. Die Kompensation dieser hohen Kraftbeträge bei den reaktiven Sprungformen verlangt nicht nur eine gute Koordination zwischen den beteiligten Muskelgruppen, sondern auch die Rekrutierung einer hohen Anzahl von motorischen Einheiten. Daher werden in der Regel bei derartigen Belastungen motorische Einheiten rekrutiert, die in der Regel eine hohe Reizschwelle besitzen. Diese Charakteristiken weisen die motorischen Einheiten der FT-Muskelfasern auf. Nach VIITASALO et al. (1981; 1998) führt das reaktive

Sprungtraining zu einer Veränderung der Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten, die dann die Kontraktionsmerkmale des ganzen Muskels beeinflussen. Über die möglichen Veränderungen der Entladungsfrequenz und/oder des Erregungsmusters hinaus, die wahrscheinlich in Verbindung mit propriozeptiven Rückkopplungsmechanismen stehen, hängt die Sensibilität des neuromuskulären Systems sicherlich mit möglichen Veränderungen der passiven oder elastischen Kapazitäten der Muskulatur zusammen.

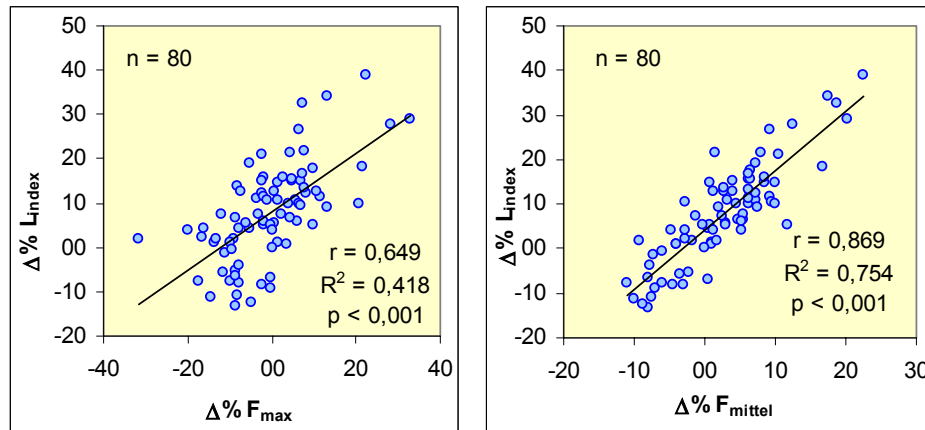


Abb. 7-28: Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung ($\Delta\%$) der Kraftparameter (absolute und relative) und der prozentualen Veränderung ($\Delta\%$) des Leistungsindex nach der Trainingsintervention mit der intensiven Belastungscharakteristik

Nach HAEKKINEN et al. (1985b) bewirkt das reaktive Sprungtraining eine Veränderung des prozentualen Anteils der FT-Fasern gegenüber den ST-Fasern. VIITASALO et al. (1998) erwähnen, dass durch ein derartiges Training keine Veränderung des Muskelfasertyps an sich entsteht, aber spezielles Sprint- und Sprungkrafttraining den Durchmesser der FT-Fasern erhöht. Bei der vorliegenden Untersuchung konnte eine solche Feststellung nicht verifiziert werden. Zudem sind die hierfür zur Anwendung gebrachten Zeiträume zu gering für solche Anpassungserscheinungen.

Eine weitere, aber reine hypothetische Interpretation der Anpassungserscheinungen könnte in den Auswirkungen des Trainings auf die elastischen Strukturen des Muskels gefunden werden. Ein besonderer Vertreter für diese Eigenschaften ist das Titin. Dieses Protein, auch als Connectin bekannt, besitzt elastische Eigenschaften und hält die dicken und dünnen Myofilamente zusammen (vgl. Kap. 2). Titin determiniert zusammen mit seinen Bindungspartnern die Länge der dicken Filamente, organisiert diese zu geordneten A-Banden, verbindet sie elastisch mit den Z-Scheiben und bestimmt den physiologischen Arbeitsbereich der jeweiligen Muskelfaser. Nach FÜRST (1999) gibt es Indizien dafür, dass die Länge des dicken Filaments durch das Titin bestimmt wird. AVELA et al. (1999) erwähnen in Anlehnung an HIGUCHI et al. (1988), dass Titin das größte zuständige Filament für die Generierung passiver Muskelspannungen im Sarkomer ist. Nach GOLDSPINK (1994) wird angenommen, dass Titin für die Kraftübertragung innerhalb des Sarkomers verantwortlich ist. Daher könnte in diesem Zusammenhang postuliert werden, dass durch das Training mit intensiven reaktiven Sprungformen eine Änderung der elastischen Eigenschaften dieses Proteins verursacht werden kann. Eine solche Veränderung wäre dann z.B. eine Erhöhung der Steifigkeit dieses Proteins, welche ein mögliches früheres Auseinandergehen der Aktomyosinfilamente vermindern kann. Die mögliche Erhöhung der

Steifigkeit von Titin wäre vielleicht ein zusätzlicher Grund für die Erhöhung der Muskelstiffness bei gleich bleibender muskulärer Aktivität nach der Trainingsphase. Diese Überlegungen beruhen aber rein auf sachlogischen Zusammenhängen und bedürfen einer genaueren Untersuchung.

Nach der Annahme von KOMI / GOLLHOFER (1997) muss ein effektiver DVZ folgende drei Bedingungen erfüllen:

- eine gut angepasste Vorinnervation
- eine kurze und schnelle exzentrische Phase
- eine kurze Kopplungszeit zwischen der exzentrischen und konzentrischen Phase

Die Ergebnisse dieser Untersuchung entsprechen den Anforderungen der drei oben genannten Bedingungen.

Interpretation und Erklärungsversuche der Leistungsreduktion beim DJ durch die Verwendung der extensiven Trainingsmethode

Bei der Literaturübersicht zum Thema Ermüdungserscheinungen durch den Einsatz submaximaler Kontraktionen im DVZ kann eine breite Variation der verwendeten Ermüdungstreatments festgestellt werden. In der Regel werden hohe Umfänge von Kontraktionen im DVZ realisiert. Als solche kommen hohe Wiederholungszahlen in Form von Schlittensprüngen (SJS) oder DJ sowie lange Laufstrecken (10 bis 42 km) zum Einsatz (GOLLHOFER et al. 1989a; MORITANI et al. 1990; HORTOBÁGYI et al. 1991; KOMI et al. 1992; FRICK 1993; NICOL et al. 1996; AVELA et al. 1997; KYRÖLÄINEN et al. 1998; 2000; HORITA et al. 1996; 1999; 2001; NICOL et al. 2001). Die Auswirkungen dieser Ermüdungstreatments sowohl auf das neuromuskuläre System als auch auf die reaktive Leistung zeigten hinsichtlich der Auswirkungen dieser Belastung eine hohe Übereinstimmung mit den in dieser Untersuchung gefundenen Ergebnissen. Besonders HORITA et al. (1996; 1999) konnten im Anschluss an ein vergleichbares Ermüdungsprotokoll zeigen, dass mit einer deutlichen Leistungsreduktion der reaktiven Leistungsfähigkeit auch zwei bis vier Tage später noch zu rechnen ist. Nachdem die Probanden der vorliegenden Untersuchung mindestens drei Tage nach der letzten Einheit zur Nachuntersuchung kamen, ist davon auszugehen, dass die Veränderungen der extensiven Gruppe in Bezug auf die neurophysiologischen Parameter sowie die reaktive Leistungsfähigkeit durch die Folgen der späten Ermüdungsphase entstanden sind.

Die Leistungsreduktion nach der Trainingsphase mit der extensiven Methode ist eindeutig ($p < 0,05$) und wurde schon in Abbildung 7-20 dargestellt. Es ist eindeutig erkennbar, dass eine Reihe von Anpassungen nach der vierwöchigen Trainingsphase stattgefunden haben. Diese Anpassungen wiederum führten dann zum Ergebnis der reduzierten reaktiven Leistung. Deutliche Veränderungen aufgrund der Trainingsintervention zeigen sich in den neurophysiologischen Parametern. Diese Veränderungen sind durch eine Aktivitätsreduktion des IEMG in der VOR- und LAT-Phase und einer Aktivitätserhöhung in der SEA-Phase charakterisiert. Die Reduzierung der VOR-Phase wurde möglicherweise durch zentrale Einflüsse verursacht. Nach AVELA / KOMI (1998a) ist die Vorinnervation streng vorprogrammiert und wird von den hohen supraspinalen Zentren kontrolliert. Eine mögliche Ermüdung dieser supraspinalen Zentren kann somit auch eine Reduzierung der Vorinnervation bewirken. Nachdem der hohe positive Zusammenhang zwischen Vorinnervation und Muskelstiffness nachgewiesen wurde (ANTONI et al. 1979; BOSCO et al. 1982a; KOMI 1984; AURA / KOMI 1986b; GOLLHOFER / KYRÖ-

LÄINEN 1991; AVELA et al. 1994; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995a; KYRÖLÄINEN et al. 1997; AVELA / KOMI 1998a; BRÜGGEMANN et al. 2000), kann eine Abnahme der Muskelstiffness nach der vierwöchigen Trainingsphase angenommen werden. Diese Annahme wird durch die Rechtsverschiebung des gesamten EMG-Musters und durch die Erhöhung der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten in der Flexionsphase bestärkt (GOLLHOFER et al. 1989a; FRICK 1993; FRICK / SCHMIDTBLEICHER 1993).

Aufgrund der Rechtsverschiebung des EMG-Musters und der Abnahme der Muskelstiffness sind die Probanden dieser Gruppe nicht mehr in der Lage, die Bewegung des DJ mit kurzen Bewegungsamplituden durchzuführen (vgl. dazu Abb. 7-9). Nach FRICK (1993) zeichnet sich eine Rechtsverschiebung des EMG-Musters durch lange Bewegungsamplituden während der Flexionsphase und eine längere Stützdauer (Kontaktzeit) aus. Nach GOLLHOFER et al. (1987a) führt die Verlängerung der Kontaktzeiten wahrscheinlich zu einer Zunahme der Zeit für den Übergang von der exzentrischen zur konzentrischen Phase (Kopplungszeit). Die extensive Gruppe zeigte nach der Trainingsphase eine deutliche Verlängerung der Kontaktzeiten sowohl während der negativen Phase ($p < 0,05$) als auch während der positiven Phase ($p < 0,05$). Die Veränderung der Kontaktzeiten führte zur Zunahme der Kopplungszeiten. Die verlängerten Kopplungszeiten gehen mit einer Verlängerung der Muskellänge einher BOSCO (1982). Die reduzierte Muskelstiffness, die Verlängerung der Kopplungszeiten und der Muskellänge können ihre Ursache in den Bindungen der Querbrücken haben. Frühes Lösen der Aktomyosinfilamente, die dadurch reduzierte Anzahl der verfügbaren Querbrückenbindungen oder eine übermäßige Verlängerung der Sarkomerlänge bedingen diesen Sachverhalt. Da sowohl die maximal mögliche Kraft als auch die Kontraktionsgeschwindigkeit eines Muskels von der Zahl der Querbrückenbindungen abhängig ist, kann eine reduzierte Anzahl von verfügbaren Querbrückenbindungen sowie eine kürzere Dauer dieser Bindungen zur Abnahme der muskulären Leistung führen GOLDSPINK (1994). HORITA et al. (1996) in Anlehnung an FORD et al. (1981; 1986) erwähnen, dass die Muskelstiffness den tatsächlichen Zustand des kontraktiven Apparates des Muskels darstellt. Sie bezieht sich auf die Filamentenüberlappung zwischen Aktin und Myosin und dann eng auf die Kraftentwicklung.

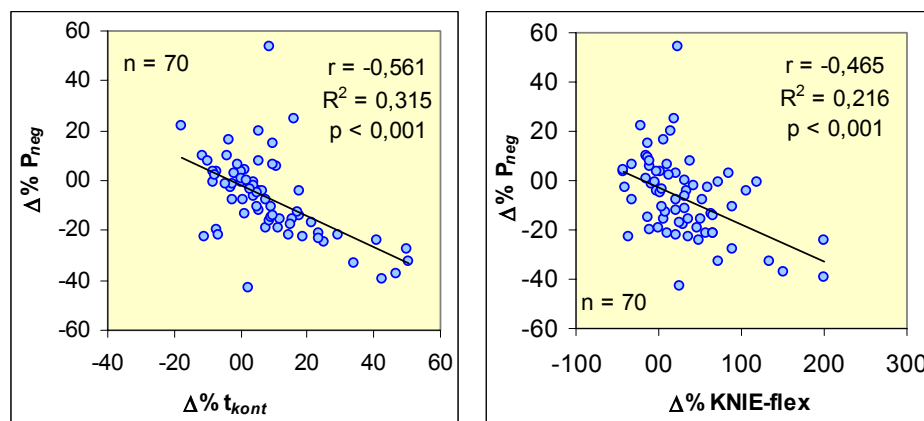


Abb. 7-29: Beziehung zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Kontaktzeiten (t_{kont}) und Winkelamplituden des Kniegelenkes während der Flexionsphase (KNIE-flex) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bremsleistung (P_{neg}) nach der Trainingsintervention mit der extensiven Belastungscharakteristik

Die dargestellten Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigen die oben genannten grundlegenden muskelphysiologischen Eigenschaften. Dies wird anhand der folgenden Punkte erkennbar:

- Die reduzierte Muskelstiffness, die vergrößerten Bewegungsamplituden während der Amortisationsphase sowie die langen Kopplungszeiten sind Kennzeichen der erheblichen Abnahme ($p < 0,01 - 0,05$) der Leistung während der Amortisationsphase (Bremsleistung) vgl. dazu Abb. 7-29.
- Durch die reduzierte Bremsleistung wurde eventuell weniger Energie in den serienelastischen Komponenten gespeichert. Diese Energie kann aber aufgrund der verlängerten Kopplungszeiten nicht in die Abdruckphase übertragen werden. Hierdurch sind die unveränderten Werte der Beschleunigungsleistung und der kinetischen Energie zum Zeitpunkt des Absprunges zu erklären. Untersuchungen von ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974a; 1974b) und KOMI et al. (1992) bestätigen, dass lange Kopplungszeiten zwischen der Dehnungsphase und der Verkürzungsphase zu hohen Verlusten an gespeicherter Energie führen, die dann als Wärme verloren geht (vgl. auch Abb. 7-30).
- Die lange Stützphase führte dann zu einer Reduktion ($p < 0,01 - 0,05$) der mechanischen Leistung (vgl. auch Abb. 7-30). KYRÖLÄINEN et al. (1995) konnten hohe negative Korrelationen ($r = -0,79, p < 0,01$) zwischen den Kontaktzeiten und der mechanischen Effizienz zeigen.
- Die vermutliche Reduzierung der Anzahl der Querbrückenbindungen sowie die verlängerte Muskellänge kann eine der Ursachen der reduzierten Kraftparameter sein (Abb. 7-31). Sowohl die absoluten Parameter (maximale Bodenreaktionskraft) als auch die relativen Kraftparameter waren im Anschluss an die Trainingsphase deutlich ($p < 0,01 - 0,05$) reduziert.
- Durch die unveränderte kinetische Energie zum Zeitpunkt des Abdrucks, die Beschleunigungsleistung sowie die reduzierten Bodenreaktionskräfte wurde eine signifikante Veränderung der reaktiven Leistung erzielt (Abb. 7-31).

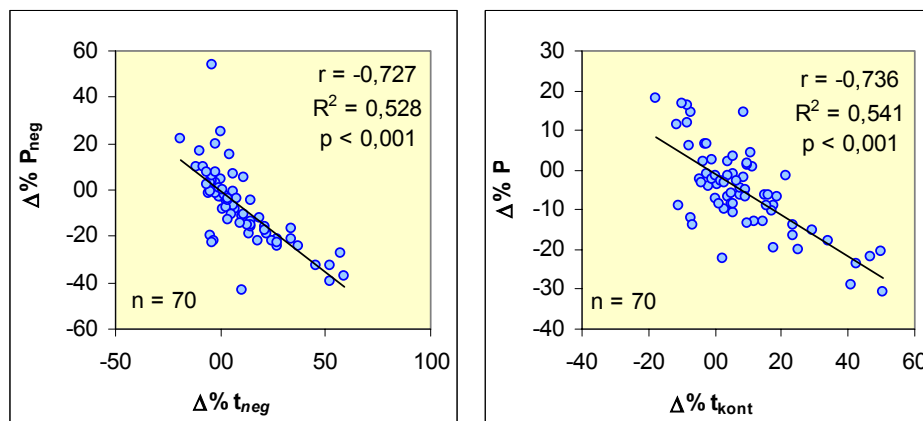


Abb. 7-30: Beziehung zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bodenkontaktzeiten während der exzentrischen Phase (t_{neg}) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bremsleistung (P_{neg}) sowie der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Bodenkontaktzeiten (t_{kont}) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der mechanischen Leistung (P) nach der Trainingsintervention mit der extensiven Belastungscharakteristik

Die unveränderten Sprunghöhen und verlängerten Bodenkontaktzeiten führten zu einer Reduktion der reaktiven Leistungsfähigkeit.

Die extensive Trainingsmethode hat somit zu einer reduzierten Effektivität des DVZ geführt. Diese Ansicht geht aus der reduzierten Vorinnervationsaktivität, der verlängerten exzentrischen Phase sowie der Verlängerung der Kopplungszeiten hervor (KOMI / GOLLHOFER 1997).

Der erhöhte prozentuale Anteil der SEA-Phase an der Gesamtaktivität kann als Anpassung des neuromuskulären Systems an die umfangreichen submaximalen Sprungbelastungen angesehen werden. Aufgrund der hierbei auftretenden reduzierten Muskelstiffness kann weniger Energie im tendomuskulären System gespeichert werden. Die deutlich erhöhten Änderungen der Muskellängen überschreiten den Bereich der SRES, wodurch zusätzlich zur Verlängerung der Zeitdauer bis zur Bewegungsumkehr ein geringerer Teil der gespeicherten Energie zur Leistungsgenerierung genutzt werden kann. Bei derartigen Veränderungen geht das reaktive Bewegungsverhalten zunehmend verloren und die Bewegung des DJ wird vorrangig durch die willkürliche Aktivierung während der SEA-Phase dominiert. Eine erhöhte EMG-Aktivität während dieser Phase kann mit einer niedrigen Effizienz der Bewegung gleichgesetzt werden (BOSCO 1982).

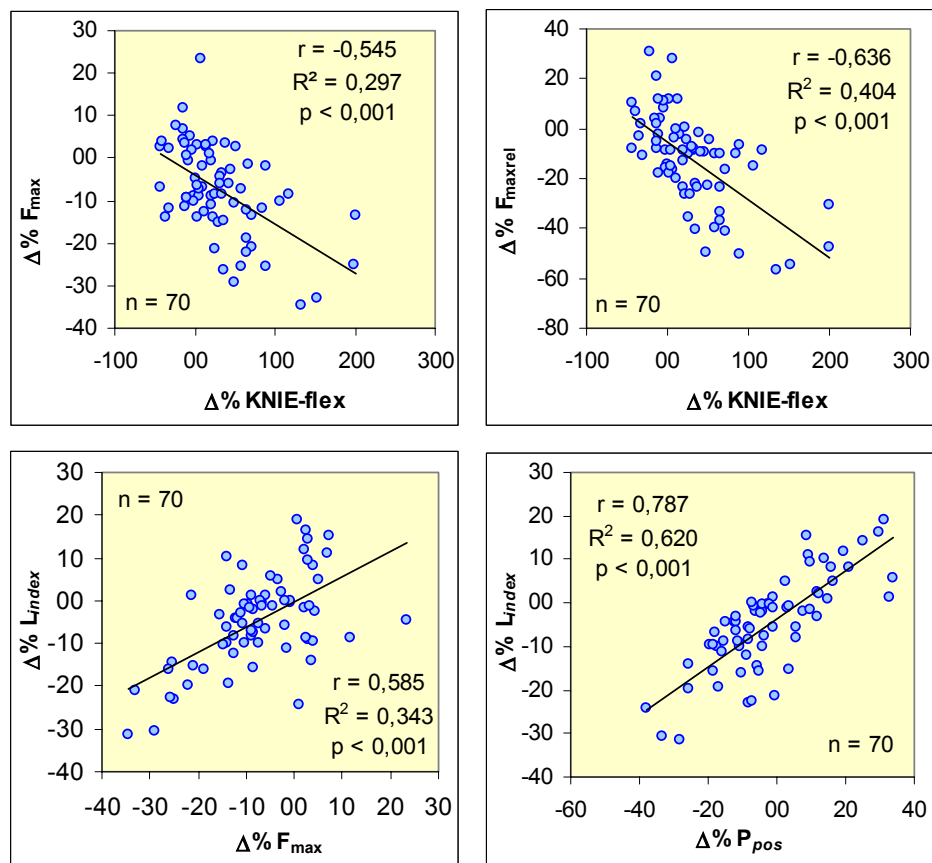


Abb. 7-31: Beziehung zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der Winkelamplituden des Kniegelenkes während der Amortisationsphase (Knie-flex) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der maximalen Bodenreaktionskraft (F_{\max}) sowie der am Körpergewicht relativierten maximalen Bodenreaktionskraft ($F_{\max\text{rel}}$). Der zweite Teil der Abbildung zeigt die Beziehungen zwischen der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) der maximalen Bodenreaktionskraft (F_{\max}) und Beschleunigungsleistung (P_{pos}) mit der prozentualen Änderung ($\Delta\%$) des Leistungsindex (L_{index}). Die Änderungen beziehen sich auf die Trainingsintervention mit der extensiven Belastungscharakteristik.

Die reduzierte Vorinnervation und die Rechtsverschiebung des EMG-Musters wurden als potenzielle Faktoren der Reduktion der Muskelstiffness und damit der reaktiven Leistungsfähigkeit erwähnt.

Eine weitere Ursache, die möglicherweise zur Reduzierung der reaktiven Leistungsfähigkeit geführt hat, ist die Schädigung der Muskelstrukturen durch die wiederholten submaximalen DJs. Diese Annahme konnten mehrere Untersuchungen bestätigen (BOSCO 1995; HORITA et al. 1996; 1999; NICOL et al. 1996; 2001; AVELA et al. 1997; 1999; FRICK et al. 2000). Die Schädigung der Muskelstrukturen kann zu einem negativen Einfluss auf die reibungslose Muskelfunktion führen und sich damit negativ auf die Kraftgenerierung und die reaktive Leistung auswirken. Nach FRIDÉN (2000) können erste Schädigungen der Muskelstrukturen auf der Ebene der Muskelzelleneiweiße stattfinden; diese Eiweiße befinden sich im Bereich der Z-Scheiben. Hierdurch kann der Verlust des intermediären muskelspezifischen Proteins Desmin erfolgen. Da Desmin die myofibrilläre Matrix mechanisch in die radiale und längsverlaufende Richtung integriert, kann der Verlust des Desmins durch die exzentrischen Kontraktionen zu mechanischen Destabilisierungen der Myofibrillen und zu größeren Verletzungen als Antwort auf die exzentrischen Kontraktionen führen. Über eine mögliche Zerstörung von Desmin ist auch bei HORITA et al. (1999) die Rede. Diese Autoren betonen besonders die Schädigungen des Proteins Titin, welches für die passiven Spannungen im Sarkomer verantwortlich gemacht wird. Nach GOLDSPIK (1994) ist Titin zusätzlich für die Kraftübertragung innerhalb des Sarkomers zuständig. Die Rolle von Titin im Sarkomer wurde bereits ausführlich dargestellt (vgl. Kap. 2). Eine mögliche Beeinträchtigung des Titins könnte dann zu Einbußen der reaktiven Leistung führen.

Nach NICOL et al. (1996), HORITA et al. (1996), AVELA et al. (1999) können zusätzlich zu den beeinträchtigten kontraktile Eigenschaften des Muskels, auch die Gruppe III und IV der freien Nervenendigungen aktiviert werden und so zu präsynaptischen Hemmungen der Ia-Afferenzen führen. Die Gruppe III und IV könnte möglicherweise durch die Nozizeptoren aktiviert werden. Nach NICOL / KOMI (1996) gehören die Nozizeptoren zu diesen beiden Gruppen. Sie sind sensible Rezeptoren, die zur Vermittlung der Schmerzempfindungen dienen und auf potentielle schädigende Reize reagieren (KENT / ROST 1996). Im Fall der Muskelschädigungen kann die Freisetzung biochemischer Substanzen wie Bradykinin die Aktivität mancher Nozizeptoren erhöhen. Nach HORITA et al. (1996) könnten die Schädigungen der Muskelstrukturen eher auf der Ebene der intrafusalen Muskelfasern stattfinden und damit die Reflexaktivität negativ beeinträchtigen.

Die Erkenntnisse dieser Studie über die Auswirkungen submaximaler Kontraktionen im DVZ mit hohen Belastungsumfängen beruhen auf einer vierwöchigen Trainingsphase. Eine Antwort auf die Frage, wie sich die reaktive Leistungsfähigkeit nach einer längeren Trainingsphase mit ähnlichen Belastungsumfängen entwickeln kann, bleibt noch zu klären. Es besteht aber die Notwendigkeit für weitere Untersuchungen zu dieser Thematik.

7.6 Zusammenfassung

Die Besonderheiten von Bewegungen im DVZ sowie ihr eigenständiger Charakter führten dazu, dass der DVZ sehr häufig im Mittelpunkt der sportwissenschaftlichen Forschung stand. Eine Reihe von Untersuchungen beschäftigte sich damit, die Einflussfaktoren und besonders die Trainingsspezifischen Anpassungen dieser Kontraktionsform zu ermitteln. Hier zeigte sich, dass Anpassungsvorgänge besonders auf neuromuskulärer Ebene realisiert werden können. Vor allem trainingsbedingte Ver-

änderungen als Ergebnis intensiver Trainingsformen im DVZ führten zu einer erhöhten Bewegungseffektivität bei reaktiven Bewegungsabläufen und somit zu einer erhöhten reaktiven Leistungsfähigkeit. Dagegen konnte eine Vielzahl von Untersuchungen belegen, dass die reaktive Leistungsfähigkeit negativ beeinflusst wird, wenn Kontraktionen im DVZ mit hohen Belastungsumfängen zum Einsatz kommen.

Auf der Basis dieser Erkenntnisse war das Ziel dieses Kapitels, systematisch die neuronalen und muskelphysiologischen Anpassungseffekte beim Training der reaktiven Krafftähigkeiten auf unterschiedliche Belastungsreize und -umfänge hin zu untersuchen. Im Einzelnen wurde daher angestrebt, die folgende übergreifende Fragestellung zu analysieren:

◆ **Welchen Einfluss hat der Belastungsumfang auf die neuromuskulären und mechanischen Parameter beim reaktiven DVZ?**

Zur Beantwortung dieser Frage wurde eine Trainings- und Wirkungsanalyse durchgeführt. Dabei wurden die Auswirkungen von unterschiedlichen Belastungsumfängen in Form von extensiven und intensiven Trainingsprogrammen überprüft.

Der Einsatz des intensiven Trainingsprogramms führte zu Änderung einer Reihe leistungsbestimmender Faktoren:

- Änderung der Bewegungsausführung/Bewegungstechnik (einheitlicher Kraftverlauf, Reduzierung der Bodenkontaktzeiten, geringes Nachgeben der Kniewinkelamplitude während der exzentrischen Phase)
- Änderung der mechanischen Parameter (Erhöhung der Winkelgeschwindigkeiten während der Abdruckphase, Erhöhung der Dehnungsbelastungsverträglichkeit, Erhöhung der Beschleunigungsleistung, Erhöhung der mechanischen Leistung)
- Änderung der elektromyographischen Parameter (Erhöhung der EMG Anteile während der Vorinnervation und der exzentrischen Phase: Linksverschiebung des EMG Musters)

Die vorliegenden Ergebnisse machen deutlich, dass die gute Anpassung und vor allem die Erhöhung der Muskelstiffness eine zentrale Rolle für die Steigerung der reaktiven Leistung ($p < 0,001-0,05$) spielt. Als weitere Erklärung wurde noch die Veränderung der Rekrutierung und/oder Frequenzierung der motorischen Einheiten angenommen. Dagegen wird eine Veränderung der kontraktiven Eigenschaften wichtiger Muskelproteine durch das Training noch als rein hypothetisch angesehen.

Der Einsatz eines Trainingsprogramms mit extensiver Belastungscharakteristik verursacht eine deutliche Abnahme der reaktiven Leistung ($p < 0,05$). Hauptursachen dieser Leistungsreduktion sind einerseits die Reduzierung der Vorinnervation und somit die Herabsetzung der Muskelstiffness und andererseits die Folgen der späten Ermüdungsphase. Dabei wird die späte Ermüdungsphase durch Schädigungen der elastischen Strukturen der Muskelfaser charakterisiert. Durch die Veränderung folgender Parameter wurde die Abnahme der reaktiven Leistung festgestellt:

- Veränderung der Bewegungstechnik (doppelgipfliger Kraftverlauf, Erhöhung der Bodenkontaktzeiten, starkes Nachgeben der Kniewinkelamplitude während der exzentrischen Phase)
- Veränderung der mechanischen Parameter (Verringerung der Winkelgeschwindigkeit während der Abdruckphase (Extensionsphase), Reduzierung der Dehnungsbelastungsverträglichkeit, Reduzierung der mechanischen Leistung)

- Veränderung der elektromyographischen Parameter (Abnahme der VOR- und LAT-Phase und Erhöhung der SEA-Phase: Rechtsverschiebung des EMG-Musters)

Anhand der vorliegenden Ergebnisse kann festgestellt werden, dass die reaktive Sprungleistungsfähigkeit sehr unterschiedlich auf den Einsatz von Trainingsprogrammen mit einer intensiven bzw. extensiven Belastungscharakteristik reagieren kann.

8. ABSCHLIESSENDE BETRACHTUNG DER UNTERSUCHUNGSERGEBNISSE ANHAND DER ZENTRALEN FRAGESTELLUNGEN

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit war, erstens den Einflussgrad relevanter neuromuskulärer und mechanischer Parameter auf die Ausprägung der reaktiven Sprungleistungsfähigkeit zu determinieren und zweitens die Wirkungsweise von Trainingsmethoden mit unterschiedlichen Belastungscharakteristiken auf das reaktive Bewegungsverhalten zu untersuchen.

Dabei wurden im Kapitel 2 diese zentralen Fragestellungen konkretisiert und anhand der vorliegenden Ergebnisse bzw. der Diskussionsteile jedes einzelnen Kapitels analysiert und beantwortet.

SCHWERPUNKT 1: DAS INNERVATIONSMUSTER UND DIE INNERVATIONSCHARAKTERISTIK BEI KONTRAKTIONEN IM DVZ

Die gestellten Fragen beziehen sich a) auf die Stabilität des Bewegungsprogramms und damit den Einfluss der Belastungserhöhung (Intensität) auf die inter- und intramuskuläre Koordination und b) auf die Beziehung zwischen Voraktivität und Reflexaktivität anhand der ermittelten elektromyographischen Kennwerte.

Zur Beantwortung dieser Fragen wurde das Innervationsverhalten der untersuchten Muskeln auf den zeitlichen Aspekt, den Intensitätsaspekt und den funktionellen Aspekt analysiert. Dabei wurde festgestellt, dass der Einfluss der Belastungserhöhung auf die koordinativen Faktoren (inter- und intramuskuläre Koordination) keine Auswirkung zeigte. Diese Ansicht kann allerdings nur für den zeitlichen und den Intensitätsaspekt anhand der vorliegenden Untersuchungsergebnisse bestätigt werden (d.h. bei erfahrenen Sprungprobanden und bei niedrigen bis mittleren Fallhöhen), jedoch nicht für den funktionellen Aspekt. Beim funktionellen Aspekt sorgt die Erhöhung der Intensität für eine Verlagerung der neuronalen Aktivität auf die späten Zeitphasen (SEA-Phase) und damit zur rechtsgerichteten Verschiebung des Innervationsmusters, wobei die Gewichtung der einzelnen Phasen von der Position (distale oder proximale), Funktion (stabilisierend), Art (eingelenkig, zweigelenkig) und Rolle (Extension, Flexion) der beteiligten Muskeln abhängig ist.

Somit kann angenommen werden, dass Bewegungsprogramme in Form eines DJ durch den Einfluss von niedrigen bis mittleren Dehnungsbelastungen ein stabiles Bewegungsmuster hinsichtlich des zeitlichen und Intensitätsparameters vorzeigen. Der funktionelle Aspekt zeigte allerdings eine Rechtsverschiebung durch den Einfluss der Belastung.

Die Behauptung, dass die Voraktivität mit der Reflexaktivität in einer positiven Beziehung steht, konnte anhand des verwendeten elektromyographischen Verfahrens verifiziert werden. Der Zusammenhang beider Phasen steigt mit der Erhöhung der Intensität, allerdings nur bis zu einem gewissen Grad (bis zur Fallhöhe 50 cm), und ist von der Funktion und Rolle des jeweiligen Muskels abhängig.

SCHWERPUNKT 2: EINFLUSS DER NEURONALEN UND MECHANISCHEN PARAMETER AUF DAS REAKTIVE BEWEGUNGSVERHALTEN – MULTIPLE KORRELATIVE ZUSAMMENHÄNGE

Die Aufgabe dieses Schwerpunktes war die Beantwortung folgender Fragen:

- a) *Gibt es einen Zusammenhang zwischen dem reaktiven Leistungsindex (L_{index}) und den neuronalen Parametern?*
- b) *Mit welchem Innervationsmuster kann eine hohe reaktive Leistung (L_{index}) realisiert werden?*

Laut Literaturangaben werden hohe reaktive Leistungen mit einem hohen Innervationsanteil bei der Anfangsphase des Bewegungsablaufs verbunden. Da die reaktive Leistungsfähigkeit in der Vergangenheit sehr unterschiedlich determiniert wurde, ist es nun aus leistungsdiagnostischer und trainingsmethodischer Sicht notwendig, eine Überprüfung der obengenannten Annahme vorzunehmen. Nachdem in dieser Arbeit als Kennwert zur Quantifizierung der reaktiven Leistungsfähigkeit an erster Stelle der Leistungsindex (L_{index}) bestimmt wurde, erfolgte die Untersuchung dieser Annahme durch die Verwendung der schrittweise multiplen Korrelationsanalyse (vgl. KYRÖLÄINEN et al. 1997). Anhand dieser Analyse wurde der L_{index} als abhängige Variable (Kriterium) und die vier funktionellen EMG-Phasen als unabhängige Variablen (Prädiktoren) einbezogen. Die Ergebnisse zeigten, dass eine hohe Abhängigkeit ($0,65 < r < 0,82$, $p < 0,001$) des L_{index} von der neuronalen Aktivität während der Anfangsphase des Bewegungsablaufs besteht. Ein ähnlicher Vorgang hat den positiven Zusammenhang des L_{index} mit einer Reihe mechanischer Parameter nachgewiesen. Bei der Frage, mit welchem *Innervationsmuster eine hohe reaktive Leistung realisiert werden kann*, wird aufgrund der vorliegenden Erkenntnisse angenommen, dass eine hohe reaktive Leistungsfähigkeit a) mit einem linksgerichteten EMG-Muster (Ausprägung der VOR, LAT und RIA) und b) mit kurzen Bewegungsamplituden und niedrigen Winkelgeschwindigkeiten während der Flexionsphase verwirklicht werden kann. Als Ursache des Zusammenhangs der elektromyographischen und mechanischen Parameter mit dem L_{index} wurde die Rolle der „Muskelstiffness“ genannt.

SCHWERPUNKT 3: BILATERALE UND UNILATERALE KONTRAKTIONSSCHARAKTERISTIK BEI BEWEGUNGSABLÄUFE IM DVZ

Angesichts des in der Regel höheren Aktivierungsgrades der unilateralen gegenüber den bilateralen Bewegungsformen bei einer isokinetischen und isometrischen Arbeitsweise wurden folgende Fragen gestellt:

- a) *Unterscheiden sich bei Kontraktionen im DVZ die unilateralen und bilateralen Bewegungsabläufe in Bezug auf den Grad der neuromuskulären Aktivität?*
- b) *Kann für Bewegungsabläufe im DVZ ein BD wie im Sinne der isometrischen Kontraktionen nachgewiesen werden?*

Zur Beantwortung dieser Fragen wurde als untersuchte Bewegungsform der DJ aus ein- und beidbeiniger Ausführung eingesetzt.

Bei der Betrachtung der vorliegenden Ergebnisse hat sich herausgestellt, dass ein- und beidbeinige DJs eine unterschiedliche Innervationsstrategie nachweisen. Während sich bei den beidbeinigen DJs

die Innervationsanteile der Voraktivität und der reflexinduzierten Phase im Vordergrund stehen, sind die einbeinigen DJs durch willkürliche Aktivierungsmechanismen gekennzeichnet. Die unterschiedliche Innervationsstrategie der beiden Sprungformen liegt an der Tatsache, dass die Anwendung einer enorm hohen Belastung (Intensität), wie sie sich für die einbeinigen DJ herausgestellt hat, zur Änderung des Innervationsmusters und damit zur Änderung des Bewegungsprogramms führt. Diese Ansicht wird durch den Vergleich zwischen beiden Sprungformen in Bezug auf die mechanischen und kinematischen Parameter bekräftigt.

Nach der Auswertung und Analyse des Datenmaterials war es nicht möglich, ein BD zwischen den ein- und beidbeinigen Sprünge zu ermitteln. Die Schwierigkeiten einer solchen Aufklärung liegen an den ungleichmäßigen Belastungskennziffern und kinematischen Parametern beider Sprungformen. Auch bei der Berücksichtigung mehrerer Faktoren, wie der mechanischen Leistung beispielweise, konnte kein BD zwischen beiden Sprungformen festgestellt werden. Der Nachweis des BD bei anderen Bewegungsabläufen im DVZ wird sicherlich Gegenstand weiterer Untersuchungsverfahren werden.

SCHWERPUNKT 4: TRAININGSSPEZIFISCHE ANPASSUNGEN BEI KONTRAKTIONEN IM DEHNUNGS-VERKÜRZUNGS-ZYKLUS (DVZ)

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Modell vorgestellt, welches die Ausprägung der reaktiven Leistungsfähigkeit erklären konnte (vgl. Kapitel 5). Es wurde gezeigt, dass der Ausprägungsgrad der reaktiven Leistungsfähigkeit bestimmten neurophysiologischen, mechanischen und kinematischen Parametern unterliegt. Als solche wurden neben dem linksgerichteten Innervationsmuster charakteristische Merkmale des Bewegungsablaufs (kurze Kontaktzeiten, Winkelamplituden während der Amortisationsphase etc.) und der Einfluss der mechanischen Parameter (Winkelgeschwindigkeiten, Bodenreaktionskräfte etc.) vorgestellt.

Zielsetzung dieses Schwerpunktes war festzustellen, ob die Trainingsintervention zur Veränderung der neurophysiologischen und mechanischen Parameter und daher zu Auswirkungen auf den Ausprägungsgrad der reaktiven Leistungsfähigkeit führen kann. Dabei wurden unterschiedliche Belastungscharakteristiken eingesetzt, welche vermutlich zu unterschiedlichen Adaptationserscheinungen der neurophysiologischen Parameter führten. Infolgedessen wurden reaktive Sprungformen mit einer intensiven oder einer extensiven Belastungscharakteristik eingesetzt.

Dazu wurden folgende Fragen gestellt:

- a. *Welche Auswirkungen entstehen durch den Einsatz von unterschiedlichen Belastungscharakteristiken auf die neurophysiologischen und mechanischen Parameter?*
- b. *Wie wirken sich die unterschiedlichen Belastungsvarianten auf den Ausprägungsgrad des reaktiven Bewegungsverhaltens aus?*

Die Trainingsmethode mit der intensiven Belastungscharakteristik konnte hierbei eine deutliche und signifikante Erhöhung ($p \leq 0,001 - 0,05$) des L_{index} verursachen. Die Steigerung des L_{index} wurde durch eine Reihe von Anpassungsvorgängen hervorgerufen, die auf der neurophysiologischen Ebene stattgefunden haben. Die Veränderungen der neuromuskulären Einflussfaktoren konnte zu einem eine deutliche Steigerung der mechanischen Parameter und zum anderen eine positive Veränderung des

Bewegungsablaufs verursachen und letztendlich eine Steigerung des L_{index} . Die Änderung des EMG-Musters ist durch eine Linksverschiebung der Hauptaktivität charakterisiert, die zwar tendenziell erkennbar, aber nicht statistisch abgesichert werden kann. Als Hauptursache der vorliegenden Trainingsanpassungen wurde die Erhöhung oder Anpassung der Muskelstiffness angegeben. Trotz der teilweise nicht signifikanten Veränderungen der elektromyographischen Parameter gibt es deutliche Hinweise, welche die Annahme einer erhöhten Muskelstiffness stützen:

- die Erhöhung der Vorinnervation
- die Verringerung der Winkelamplituden während der Flexionsphase
- die Verkürzung der Kopplungszeiten

Nachdem in der vorliegenden Untersuchung eine leichte Erhöhung der Vorinnervation und eine Verkürzung der Kopplungszeiten sowie der Winkelamplituden während der Flexionsphase sichtbar war, kann die Erhöhung oder Anpassung der Muskelstiffness als Hauptfaktor für die erhöhte mechanische Leistung angenommen werden. Als weitere Interpretationserklärungen der Leistungserhöhung wurden hier a) die mögliche Erhöhung der Rekrutierung und/oder Frequenzierung von zusätzlichen motorischen Einheiten des Typs fast-twitch (FT) und b) die trainingsspezifischen Anpassungen der elastischen Strukturen des Muskels (z.B. das Protein Titin) genannt.

Nach der Trainingsphase mit der extensiven Belastungscharakteristik wurde eine eindeutige ($p < 0,05$) Leistungsreduktion festgestellt. Die Gründe für die Leistungsreduktion können daher zum Teil in der Ermüdung gefunden werden, mit der das Unvermögen des neuromuskulären Systems einhergeht, grundlegende reaktive leistungsbestimmende Faktoren auf einem bestimmten Niveau aufrechtzuerhalten. Es ist eindeutig zu erkennen, dass eine Reihe von Veränderungen nach der vierwöchigen Trainingsphase stattgefunden haben, welche somit zum Ergebnis der reduzierten reaktiven Leistungsfähigkeit führten.

Deutliche Änderungen aufgrund der Trainingsintervention zeigen sich in den neurophysiologischen Parametern, welche durch eine Aktivitätsreduktion des IEMG in der VOR- und LAT-Phase und einer Aktivitätserhöhung in der SEA-Phase charakterisiert sind. Neben den veränderten elektromyographischen Parametern wurden sowohl die mechanischen Parameter als auch der Bewegungsablauf negativ beeinflusst. Die reduzierte Vorinnervation und die Rechtsverschiebung des EMG-Musters können somit als mögliche Ursachen der Abnahme der Muskelstiffness angesehen werden. Weitere charakteristische Merkmale, die eine Abnahme der Muskelstiffness andeuten, sind die verlängerten Bewegungsamplituden während der Amortisationsphase sowie die langen Kopplungszeiten. Ein weiterer Grund, der zur Reduzierung der Muskelstiffness geführt hat, ist möglicherweise die Erhöhung der Kreatinkinasewerte und die damit in Verbindung stehenden Schädigungen der Muskelstrukturen.

Der erhöhte prozentuale Anteil der SEA-Phase an der Gesamtaktivität kann als Anpassung des neuromuskulären Systems an die umfangreichen submaximalen Sprungbelastungen angesehen werden. Aufgrund der hierbei auftretenden reduzierten Muskelstiffness kann weniger Energie im tendomuskulären System gespeichert werden. Die deutlich erhöhten Änderungen der Muskellängen überschreiten den Bereich der SRES, wodurch zusätzlich zur Verlängerung der Zeitdauer bis zur Bewegungsumkehr ein geringerer Teil der gespeicherten Energie zur Leistungsgenerierung genutzt werden kann. Bei derartigen Veränderungen geht das reaktive Bewegungsverhalten zunehmend verloren und die Bewegung des DJ wird vorrangig durch die willkürliche Aktivierung während der SEA-Phase beeinflusst.

Den Einfluss der Belastungsumfänge auf die reaktive Leistungsfähigkeit zeigen eindeutig die Untersuchungsergebnisse der vorliegenden Arbeit. Es hat sich herausgestellt, dass die Qualität der Ausführung ausschlaggebend für eine Leistungserhöhung im reaktiven Bereich ist. Daher sollte der Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit besondere Aufmerksamkeit bei der angemessenen Anwendung sowohl der Belastungsintensität als auch des Belastungsumfangs geschenkt werden.

9. KONSEQUENZEN UND FOLGERUNGEN FÜR DIE TRAININGSPRAXIS

Die Zielsetzung dieses Kapitels ist die Ermittlung von Konsequenzen und Folgerungen, die zu einer weiteren Aufklärung sowohl leistungsdagnostischer als auch trainingspraktischer Aspekte führen können. Dabei sollen sowohl die Erkenntnisse aus dieser Untersuchung als auch die Kenntnisse aus dem bisherigen Forschungsstand sowie trainingspraktische Erfahrungen einbezogen werden. Trainings-spezifische Anpassungen können nur unter Berücksichtigung eines langfristigen Trainingsprozesses erzeugt werden. Die Anpassungserscheinungen dieser Untersuchung wurden durch die Anwendung und Realisierung eines kurzfristigen Trainingsprozesses gewonnen. Aus diesem Grund sollen die vorliegenden Ergebnisse immer mit Anpassungsvorgängen, die aus längeren Trainingsprozessen gewonnen wurden, verglichen werden.

Kontraktionsformen im DVZ unterscheiden sich enorm voneinander hinsichtlich der dynamischen, kinematischen, zeitlichen und Innervationscharakteristik (vgl. Kapitel 4 sowie SCHMIDTBLEICHER 1987 und BÜHRLE 1989a). Sie werden in einem schnellen und einem langsamen verlaufenden DVZ ausdifferenziert (SCHMIDTBLEICHER 1987) und von unterschiedlichen Einflussfaktoren beeinträchtigt. Daher sollten sie nicht dem gleichen Quantifizierungsverfahren unterliegen. Aus leistungsdia-gnostischer Sicht bedeutet ein solcher Vorgang, dass zur Quantifizierung der reaktiven Leistungsfähigkeit nur Kennwerte, die sowohl den zeitlichen Aspekt als auch die verrichtete Arbeit einbeziehen, berück-sichtigt werden sollen. Der L_{index} als ein solcher Kennwert entspricht diesen Anforderungen aus meh-reren Gründen:

- Er zeigt eine hohe lineare Beziehung mit einer Reihe leistungsbestimmender elektromyographischen und mechanischen Parameter.
- Er entspricht dem physikalischen Begriff der Definition über die Leistung: $P = W / t$ (Leistung ist der Quotient aus einer Arbeit (W) und der Zeit (t), in der diese Arbeit verrichtet wurde).
- Er berücksichtigt den zeitlichen Faktor. Da die reaktiven Bewegungsabläufe unter strengen zeitlichen Vorgaben realisiert werden sollen, kann durch die Berücksichtigung dieses Aspekts der Beitrag der zeitlich abhängigen Vorgänge qualitativ bewertet werden.
- Er kann bei der Verwendung leistungsdagnostischer Maßnahmen (z.B. durch Kontaktmatten) schnell ermittelt werden, wobei das Ergebnis binnen einiger Sekunden bekannt ist.

Dagegen ist bei der Quantifizierung von Bewegungsabläufen, die einem langsamen DVZ unterliegen, die Ermittlung der verrichteten Arbeit ausreichend, um den Leistungsstand festzustellen.

Aus trainingspraktischer Sicht ist es bei der Gestaltung trainingsmethodischer Vorgaben notwendig, auf mehrere Belastungskriterien zu achten. Als solche können die Auswahl **der Intensität, des Um-fangs und der Pausengestaltung** von großer Bedeutung sein. Bei der Auswahl der Intensität wird als Erstes die Fallhöhengestaltung in Betracht gezogen. Nach früheren Literaturangaben von SCHMIDTBLEICHER (1983b), SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982a; 1982b; 1985), GOLL-HOFER (1993) wurde das reaktive Sprungkraftvermögen bei DJ aus verschiedenen Fallhöhen unter-sucht. Dabei entstand die einheitliche Meinung, dass die DJ aus einer bestimmten Höhe verwirklicht werden sollen, in welche das Durchschlagen der Ferse auf den Boden während des Bodenkontaktes gerade noch vermieden werden kann. Bei DJ aus sehr niedrigen Fallhöhen werden keine hohen Deh-

nungsgeschwindigkeiten erreicht. Dieser Vorgang führt a) zur Speicherung geringer Mengen elastischer Energie im tendomuskulären System (BOSCO et al. 1981) und b) zur Beeinträchtigung der Reflexaktivität (SCHMIDTBLEICHER et al. 1978) und der Muskelstiffness (GROSSER et al. 1987). Bei übermäßigen Dehnungsbelastungen wird der Bewegungsablauf jedoch negativ beeinflusst. In diesem Fall wird die Bewegungsenergie in zunehmendem Maße durch den Knochen- und Bandapparat und weniger durch das Muskel-Sehnen-System abgefangen (GOLLHOFER 1993). Beim EMG-Muster sind dann Hemmmechanismen bemerkbar, die durch „Aktivitätslücken“ zu erkennen sind. In der vorliegenden Arbeit wurde deutlich gezeigt, dass durch die Steigerung der Dehnungsbelastung mit einer Rechtsverschiebung des EMG-Musters und damit mit einer Reduzierung der reaktiven Leistung zu rechnen ist. Die Regulation der Intensität wird außer der Fallhöhenauswahl durch Entlastungs- und/oder Belastungsmechanismen verwirklicht. Die Ausführung durch Entlastungsmechanismen (z.B. Expanderfedern), wie in manchen Literaturangaben gefordert wird (BAUERSFELD / VOSS 1992), führt zur Herabsetzung der Vorinnervation und damit zur Reduktion der Muskelstiffness (GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; GOLLHOFER 1993; AVELA et al. 1994). Nach Angaben von AVELA / KOMI (1998a) besteht ein hoher Zusammenhang zwischen der Änderung der Muskelstiffness und der Änderung der Vorinnervation. Die vorliegenden Untersuchungsergebnisse zeigen, dass die durch das Training erhöhte Vorinnervation zu einer Leistungssteigerung geführt hat. Die Aussage einiger Autoren (WILSON et al. 1994; WALSHE / WILSON 1997), dass eine hohe DJ-Leistung mit einer niedrigen Muskelstiffness zu erzielen ist, kann anhand der beschriebenen neurophysiologischen Mechanismen (vgl. Kapitel 2 und 7) nicht aufrechterhalten werden, wobei die obengenannten Autoren eine andere Auffassung über die reaktive Leistungsfähigkeit haben. Die Steigerung der Dehnungsbelastung durch zusätzliche Gewichte führt zur physiologischen Überbelastung (BUBECK 2002) und zur Reduktion der EMG-Amplituden (GOLLHOFER 1993). Die Reduktion der EMG-Amplituden dient als Schutzfunktion vor einer Überbelastung des Muskel-Band-Apparates und wird vorwiegend präsynaptischen Mechanismen zugeordnet (GOLLHOFER 1993). Für die Trainingspraxis sollte daher die Steigerung der Intensität hauptsächlich durch die Steigerung der Fallhöhen erfolgen. Die Manipulation des Körpergewichts durch Entlastungsmittel oder durch die Verwendung zusätzlicher Lasten sollte vielmehr zur Offenhaltung und zur Vermeidung eines dynamischen Stereotyps dienen (GOLLHOFER 1993).

Neben der Intensität stellt die Auswahl des Umfangs ein weiteres Belastungskriterium dar. Die Auswirkungen der Belastungsumfänge auf das reaktive Bewegungsverhalten wurden in der Längsschnittstudie (Kapitel 7) untersucht. Diese Ergebnisse beziehen sich auf die vierwöchige Trainingsphase mit einer extensiven Belastungscharakteristik. Da keine weiteren Untersuchungen mit ähnlichen Trainingsreizen durchgeführt wurden, können Schlussfolgerungen nur anhand der vorliegenden Ergebnisse gezogen werden. Aus diesen Ergebnissen wird deutlich, dass die Auswahl hoher Belastungsumfänge als Trainingsreiz zu einer Reduzierung des reaktiven Sprungkraftvermögens und zu einer Veränderung (Verschlechterung) des reaktiven Bewegungsablaufs führt. Aus diesem Grund sollten Trainingsreize mit reaktiven Sprungformen nur in begrenztem Umfang verwendet werden. Dies gelingt nur, wenn für die Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit reaktive Sprungformen mit einer intensiven Belastungscharakteristik und mit niedrigen Belastungsumfängen angewendet werden. Das belegen nicht nur die Ergebnisse dieser Studie, sondern zudem zahlreiche andere Untersuchungen (vgl.

Kapitel 7). Die Auswahl reaktiver Sprungformen mit hohen Belastungsumfängen hingegen sollte wegen der negativen Anpassungsvorgänge vermieden werden.

Das dritte genannte Kriterium ist die Auswahl der Pausengestaltung. In der vorliegenden Untersuchung zeigte die intensive Trainingsmethode, dass intraserielle und interserielle Pausen von jeweils ca. 8 – 12 sec und 8 – 10 min ausreichend für die Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit sind. Bei der Auswahl von kurzen Pausen, wie es bei der extensiven Trainingsmethode der Fall ist, kann mit Abnahme der reaktiven Leistungsfähigkeit gerechnet werden. Diese Tatsache wird durch die Ergebnisse der extensiven Trainingsmethode und durch die Ergebnisse von FRICK (1993) bestätigt. FRICK (1993) konnte beweisen, dass bei einer hohen Anzahl von DJs mit einer Sprungfrequenz von 1/3 Hz bis 1/4 Hz (dem entspricht eine intraserielle Pause von 3 bis 4 sec) mit einer hohen Laktatakkumulation und einer Reduktion der Sprunghöhe zu rechnen war. Dagegen blieben bei einer Sprungfrequenz von 1/8 Hz (d.h. eine intraserielle Pause von 8 sec) und einer niedrigen Sprunganzahl (20 DJ) die Laktatkonzentration niedrig und die erreichten Sprunghöhen unverändert.

Aufgrund der obengenannten Belastungskriterien sollte für die Entwicklung der reaktiven Sprungfähigkeit auf alle drei Belastungsparameter geachtet werden. Bei der Verwendung von DJ als einer üblichen reaktiven Sprungform sollten die Fallhöhen als Kriterium der Intensität dienen. Es werden die Fallhöhen gewählt, aus denen die maximale reaktive Leistung (L_{index}) erreicht werden kann, ohne damit den Bewegungsablauf negativ zu beeinträchtigen. Die Auswahl des Umfangs muss so gestaltet werden, dass das reaktive Sprungkrafttraining sowohl unmittelbar nach der Beendigung des Sprungprogramms als auch nach längeren Trainingsphasen zu keinen Ermüdungserscheinungen führt. Anhand der bisherigen Erkenntnisse können bis zu 12 Sprünge pro Satz realisiert werden. Um eine qualitative Ausführung gewährleisten zu können, müssen ausreichende inter- und intraserielle Pausen eingesetzt werden. Das bedeutet, dass bei einzelnen DJ jeweils 8 bis 12 sec für die intraserielle und 5 bis 8 min. für die interserielle Pause gewählt werden.

Die obengenannten Belastungsangaben beziehen sich nur auf die Gestaltung des reaktiven Sprungtrainings innerhalb einer Trainingseinheit. Die kontinuierliche Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit im Jahresverlauf setzt die Berücksichtigung weiterer Parameter voraus. HAEKKINEN / KOMI (1985b), HAEKKINEN et al. (1985b) konnten anhand längerer Längsschnittstudien (6 Monate) feststellen, dass für die Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit im Jahresverlauf die Berücksichtigung der Periodisierungsprozesse notwendig ist. Das bedeutet, dass für eine weitere Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit die Einbeziehung weiterer leistungsbestimmender Faktoren notwendig ist. Ein solcher Faktor ist das Niveau der maximalen Kraft. Die maximale Kraft hat eine Basisfunktion nicht nur für Schnellkraftaktionen bei der konzentrischen und exzentrischen Arbeitsweise, sondern auch für reaktive Bewegungsabläufe (GOLLHOFER 1987; BÜHRLE 1989a). Eine weitere Funktion der maximalen Kraftfähigkeit ist ihr positiver Einfluss auf die Aufrechterhaltung der Muskelstiffness. WILSON et al. (1994) konnten nachweisen, dass Krafttraining zur Erhöhung der Muskelstiffness führt. Die Bedeutung der Muskelstiffness auf den Ausprägungsgrad der reaktiven Leistungsfähigkeit wurde schon in den Kapiteln 2 und 7 detailliert erörtert. Neben der Entwicklung der maximalen Kraft und somit der Schnellkraftleistungen bei konzentrischen und exzentrischen Kontraktionen spielen der Einsatz und die Akzentuierung der reaktiven Trainingsmittel im Jahresverlauf eine wichtige Rolle. Bei Abschnitten mit einem erhöhten Einsatz der extensiven Trainingsmethode und einer Ausprägung der aeroben

Ausdauerübungen sollten Belastungen im reaktiven Bereich wegen der negativen Auswirkungen auf das reaktive Bewegungsverhalten vermieden werden (vgl. Kapitel 7). Die Akzentuierung reaktiver Trainingsformen sollte möglichst bei Trainingsabschnitten stattfinden, welche die Vorbereitung der speziellen Leistungsfähigkeit unterstützen. Als Beispiel wird in Abb. 9-1 das Sprungprogramm eines B-Kader-Kugelstoßers im Zusammenhang mit den Haupttrainingsmitteln dargestellt.

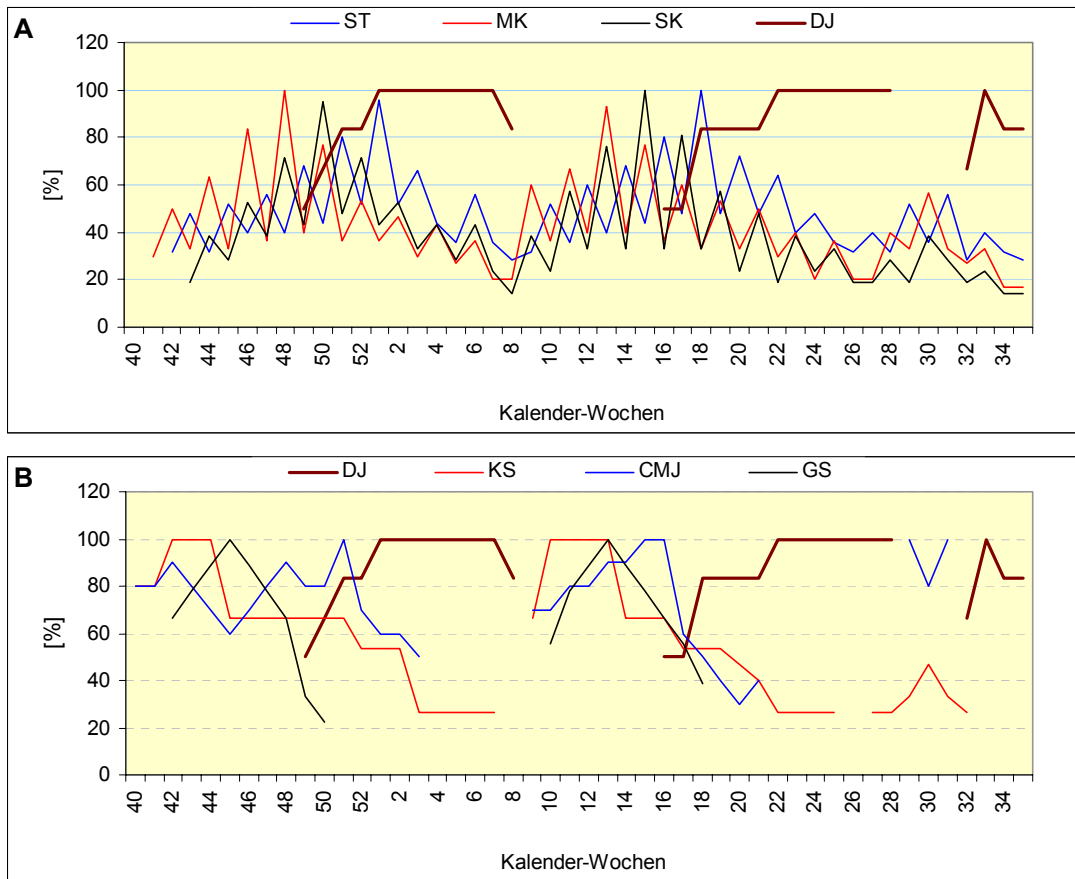


Abb. 9-1: Einsatz der reaktiven Sprungformen im Jahresverlauf eines B-Kader-Kugelstoßers, A: im Zusammenhang mit den Haupttrainingsmitteln und B: im Zusammenhang mit anderen Sprungformen.

Erläuterungen: ST = spezielles Training, MK = Maximalkraft, SK = spezielle Kraft, DJ = reaktive Sprungformen, KS = kleine Sprunggelenksprünge, CMJ = Sprungübungen mit Ausholbewegung, GS = Strecksprünge mit Zusatzgewicht. Weitere Erläuterungen siehe im Text.
Quelle: Aus eigenen trainingspraktischen Erfahrungen.

Aus der Abbildung 9-1 ist abzulesen, dass über den ganzen Jahresverlauf Sprungformen zum Einsatz kamen, wobei jeder Sprungform ein bestimmter Zeitpunkt zukommt:

- die kleinen Sprunggelenksprünge am Anfang jeder Vorbereitungsphase
- die Gewichtssprünge im Abschnitt der Maximalkraftentwicklung
- Sprünge mit Ausholbewegung als eine langsame Form im DVZ im Abschnitt des speziellen Krafttrainings
- reaktive Sprungformen im Abschnitt des speziellen Trainings sowie während der gesamten Wettkampfphase

Bei Sportarten mit einer sehr langen Wettkampfphase und einer relativ kurzen Vorbereitungsphase (z.B. Ballspielsportarten) empfiehlt es sich, eine Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit in Trainingsblöcken zu gestalten.

In der Trainingspraxis kann der systematische Einsatz reaktiver Sprungformen im langfristigen Trainingsaufbau zu einer entsprechenden Entwicklung der reaktiven Leistungsfähigkeit führen. Als Beispiel hierfür werden (Tab. 9-1 und Abb. 9-2) die Daten zweier Leichtathleten unterschiedlicher Leistungsklasse dargestellt. Beide Athleten zeigen im langfristigen Trainingsaufbau eine parallele Entwicklung sowohl der reaktiven Leistungsfähigkeit (L_{index}) als auch der Sprungleistung beim SJ und CMJ.

Tab. 9-1: Leistungsdiagnostische Parameter zweier Leichtathleten im langfristigen Jahresaufbau

Kugelstoß Bundeskader						
Datum	DJ 30				SJ	CMJ
	t_{kont} in ms	SH in cm	L_{index}	F_{max} in N	SH in cm	SH in cm
Dez 98	173	13,68	1,93	7448,89	24,72	29,56
Jun 99	161	27,32	2,93	8629,20	26,17	33,67
Okt 99	166	32,27	3,09	8748,10	34,06	35,76
Feb 00	150	32,27	3,42	9870,55	37,77	41,25
Jan 02	153	37,23	3,60	Kontaktmatte	44,40	47,00
Nov 02	145	29,08	3,36	Kontaktmatte	45,30	48,00
Dez 02	158	36,02	3,43	Kontaktmatte	47,70	52,10
Apr 03	166	33,41	3,14	Kontaktmatte	48,40	50,20
Kugelstoß Jugend Landesspitze						
Datum	DJ 30				SJ	CMJ
	t_{kont} in ms	SH in cm	L_{index}	F_{max} in N	SH in cm	SH in cm
Okt 99	160	24,39	2,79	5276,13	26,17	29,08
Jan 00	203	25,83	2,26	4149,00	25,61	25,27
Jun 00	167	26,29	2,77	5225,40	-	34,32
Jan 01	166	26,86	2,82	5174,67	32,78	34,32
Nov 01	160	32,40	3,21	Kontaktmatte	43,30	46,20
Jan 02	170	32,90	3,05	Kontaktmatte	42,40	44,30
Nov 02	161	36,29	3,38	Kontaktmatte	45,40	44,90
Dez 02	167	35,63	3,23	Kontaktmatte	44,60	45,70
Apr 03	169	34,71	3,15	Kontaktmatte	43,00	44,40

Erläuterungen: SH = Sprunghöhe, T_{kont} = Bodenkontaktzeit, L_{index} = reaktiver Leistungsindex, DJ 30 = Drop Jump aus 30 cm Fallhöhe, SJ = Squat Jump, CMJ = Countermovement Jump.
Quelle: Eigene messdiagnostische Untersuchungen.

Die nachfolgende Abbildung zeigt den Verlauf der Bodenreaktionskräfte des Bundeskader-Athleten bei der Erfassung des reaktiven Bewegungsverhaltens zu unterschiedlichen Messzeitpunkten. Es ist

festzustellen, dass eine kontinuierliche Steigerung des L_{index} mit einer erheblichen Steigerung der Bodenreaktionskräfte erzielt wurde (vgl. Tab. 9-1).

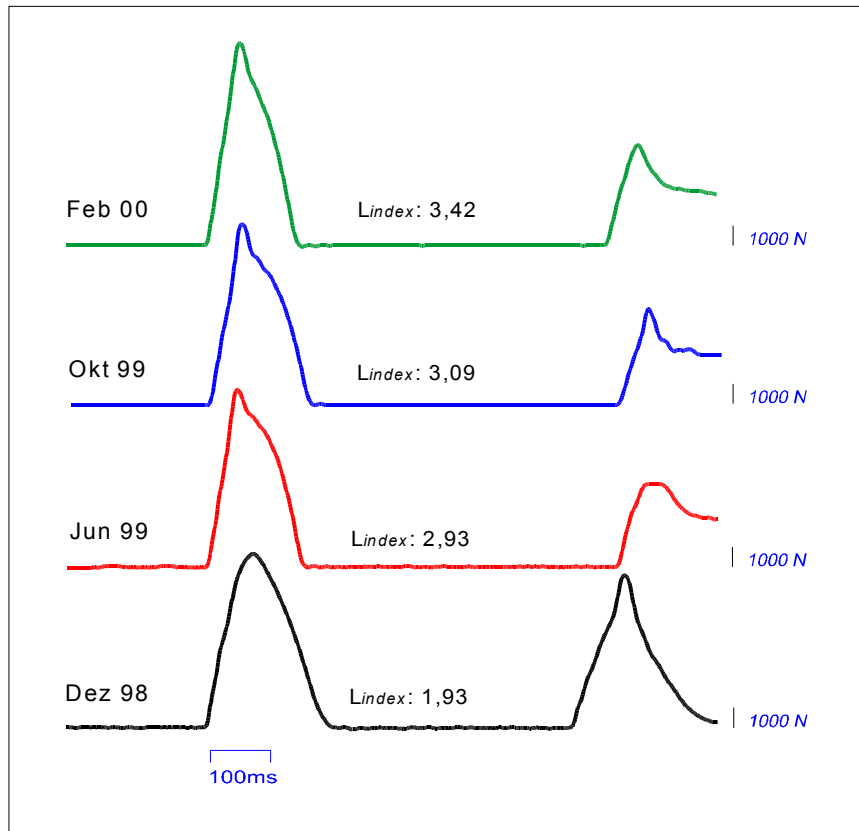


Abb. 9-2: Kraft-Zeit-Verläufe sowie der L_{index} während der Ausführung eines DJ aus 30 cm bei unterschiedlichen Zeitabschnitten eines Kugelstoßers

Quelle: Eigene messdiagnostische Untersuchungen

10. LITERATURVERZEICHNIS

- 📖 **AHMAIDI, S. / CHAMARI, K. / BLUM, J.Y. / TEMFEMO, A. / MERCIER, B. / PREFAUT, CH. / MERCIER, J. (2000):** Venous blood lactate increase after vertical jumping. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 116.
- 📖 **AHONEN, J. / LAHTINEN, T. / SANDSTRÖM, M. / POGLIANI, G. / WIRHED, R. (1994):** Sportmedizin und Trainingslehre. Schattauer Verlag.
- 📖 **ALEXANDER, R. Mc N. (1997):** Optimising tendon compliance for cyclic movements. In: Journal of applied biomechanics, Vol. 13, Nr. 4, S. 416-418.
- 📖 **ALEXANDER, R. Mc N. / BENNET-CLARK, H. C. (1977):** Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. In: Nature 265, S. 114-117.
- 📖 **ALLUM, J. H. J. (1975):** Responses to load disturbance in human shoulder muscles: the hypothesis that one component is a pulse test information signal. Exp. Brain Res. 22, S. 307-326.
- 📖 **ANTONI, M. / SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. (1979):** Möglichkeit der schnellen Innervationskorrektur beim Laufen durch den spinalen Dehnungsreflex. In: Leistungssport, Jahrgang 9, Nr. 6, S. 428-432.
- 📖 **ARABANTZI, F. / PAPADOPOULOS, C. / KELLIS, E. / GISSIS, I. (2000):** Muscle activity during drop jumping in trained and untrained individuals. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 130.
- 📖 **ARCONTIDES, C. / FAZEY, J. A. (1993):** Inter-limb interactions and constraints in the expression of maximum force: a review, some implications and suggested underlying mechanisms. In: J. of Sports Sci. London, 11, 2, S. 145-158.
- 📖 **ASMUSSEN, E. / BONDE-PETERSEN, F. (1974a):** Apparent Efficiency and Storage of Elastic Energy in Human Muscles during Exercise. In: Acta Physiologica Scandinavica 92, S. 537-545.
- 📖 **ASMUSSEN, E. / BONDE-PETERSEN, F. (1974b):** Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. In: Acta Physiologica Scandinavica 91, S. 385-392.
- 📖 **AURA, O. / KOMI, P. V. (1986a):** The mechanical efficiency of locomotion in men and women with special emphasis on stretch-shortening cycle exercises. In: European journal of applied physiology. 55, S. 37-43.
- 📖 **AURA, O. / KOMI, P. V. (1986b):** Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. In: international journal sports medicine. 7, S. 137-143.
- 📖 **AVELA, J. / KOMI, P. V. (1998a):** Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. In: European journal of Applied physiology 78, S. 403-410.
- 📖 **AVELA, J. / KOMI, P. V. (1998b):** Interaction between muscle stiffness and stretch reflex sensitivity after long-term stretch-shortening cycle exercise. In: Muscle & nerve, Vol. 21, Nr. 9, S. 1224-1227.
- 📖 **AVELA, J. / SANTOS, P. M. / KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1994):** Effects of different simulated gravity conditions on neuromuscular control in drop jump exercises. In: Aviation, space, and environmental medicine, S. 301-308.

- 📖 **AVELA, J. / KOMI, P. V. / KYRÖLÄINEN, H. (1997):** Interaction between stretch-resisting force and stretch reflex sensitivity after marathon running. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science, S. 364-365.
- 📖 **AVELA, J. / KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. / RAMA, D. (1999):** Reduced reflex sensitivity persists several days after long lasting stretch-shortening cycle exercise. In: J. of appl. Physiology. Bethesda (Maryld.). Vol. 86, Nr. 4, S. 1292-1300.
- 📖 **BALLREICH, R. (1996):** Untersuchungsziele des Sports. In: BALLREICH, R. / BAUMANN, W.: Grundlagen der Biomechanik des Sports. Enke Verlag, S. 13-52.
- 📖 **BARCLAY, C. J. (1997):** Initial mechanical efficiency in cyclic contractions of mouse skeletal muscle. In: Journal of applied biomechanics, Vol. 13, Nr. 4, S. 418-422.
- 📖 **BARTONIETZ, K. / EISELE, R. (1994):** Niedersprünge: Biomechanische Aspekte. In: Tennis-sport: Tennis in Theorie und Praxis, Vol. 5, Nr. 4, S. 17-19.
- 📖 **BAUERSFELD, M. / VOSS, G. (1992):** Neue Wege im Schnelligkeitstraining. Philippka Verlag.
- 📖 **BAUMANN, W. (1989):** Mechanische und biologische Grundlagen. In: WILLIMCZIK, K. (Hrsg.): Biomechanik der Sportarten. Rowohlt Verlag, S. 57-100.
- 📖 **BAUMANN, W. / PREISS, R. (1996):** Biomechanische Messverfahren. In: BALLREICH, R. / BAUMANN, W.: Grundlagen der Biomechanik des Sports. Enke Verlag, S. 75-102.
- 📖 **BAUMANN, W. / PREISS, R. / SCHÖLLHORN, W. (1996):** Produkt und Prozessorientierte Modelle der sportmotorischen Techniken, der mechanischen Belastung des Bewegungsapparats und der Massenträgheitscharakteristika des menschlichen Körpers. In: BALLREICH, R. / BAUMANN, W.: Grundlagen der Biomechanik des Sports. Enke Verlag, S. 160-195.
- 📖 **BEDI, J. / CRESSWELL, G. A. / ENGEL, T. J. / NICOL, S. M. (1987):** Increase in jumping height associated with maximal effort vertical depth jumps. In: Research Quarterly for exercise and sport. Vol. 58, Nr 1, S. 11-15.
- 📖 **BELLI, A. / BOSCO, C. (1992):** Influence of stretch-shortening cycle on mechanical behaviour of triceps surae during hopping. In: Acta Physiol. Scand. Stockholm, 144, 4, S. 401-408.
- 📖 **BIEWENER, A. A. (1997):** Effects of elastic energy storage on muscle work and efficiency. In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 422-426.
- 📖 **BILLETER, R. / HOPPELER, H. (1994):** Biologische Grundlagen der Muskelkontraktion. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 51-73.
- 📖 **BOBBERT, M. F. / MAC KAY, M. / SCHINKELSHOEK, D. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN-SCHENAU, G. J. (1986):** Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. In: Eur. J. Appl. Physiology 54, S. 566-573.
- 📖 **BOBBERT, M. F. / GERRITSEN, K. G. M. / LITJENS, M. C. A. / VAN SOEST, A. J. (1996):** Why is countermovement jump height greater than squat jump height? In: Med. & Sci. in Sports & Exerc. Madison (Wisc.). Vol. 28, Nr. 11, S. 1402-1412.
- 📖 **BÖHM, H. / BRÜGGEMANN, G. -P. (2000):** Does bodyweight and standing height influence the storage of elastic strain energy in the triceps surae during dropping jumping. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 191.
- 📖 **BORTZ, J. (1984):** Lehrbuch der empirischen Forschung. Springer Verlag.
- 📖 **BORTZ, J. (1999):** Statistik für Sozialwissenschaftler. Springer Verlag.

- 📖 **BÖS, K. / HÄNSEL, F. / SCHOTT, N. (2000):** Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft. Czwalina Verlag Hamburg.
- 📖 **BOSCO, C. (1982):** Stretch-shortening-cycle in skeletal muscle function. In: KOMI, P. V.: Studies in sport, Physical Education and Health 15, Jyväskylä. University of Jyväskylä, S. 7-64.
- 📖 **BOSCO, C. (1995):** Αξιολογήση της Ταχυδυναμής τεστ BOSCO, griechische Übersetzung des Originaltitels: La valutazione della forza con il test di Bosco (Auswertung der Schnellkraft, Test BOSCO), 1992 3S-Societa Stampa Sportiva. Für die griechische Übersetzung: Salto Verlag.
- 📖 **BOSCO, C. (1997):** The effect of prestretch on skeletal muscle behavior. In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 426-429.
- 📖 **BOSCO, C. / KOMI, P. V. (1979a):** Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. In: Acta Physiologica Scandinavica. S. 467-472.
- 📖 **BOSCO, C. / KOMI, P. V. (1979b):** Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. In: Europ. J. Appl. Physiol. 41, S. 275-284.
- 📖 **BOSCO, C. / KOMI, P. V. (1980):** Influence of aging on the Mechanical Behaviour of leg extensor Muscles. In: European Journal of Applied Physiology 45, S. 209-219.
- 📖 **BOSCO, C. / PITTERA, C. (1982):** Zur Trainingswirkung neuentwickelter Sprungübungen auf die Explosivkraft. In: Leistungssport 12, S. 36-39.
- 📖 **BOSCO, C. / KOMI, P. V. / LOKATELLI, E. (1979):** Physiologische Betrachtungen zum Tiefsprungtraining. In: Leistungssport Nr. 6, S. 434-439.
- 📖 **BOSCO, C. / KOMI, P. V. / ITO, A. (1981):** Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. In: Acta Physiologica Scandinavica, S. 135-140.
- 📖 **BOSCO, C. / ITO, A. / KOMI, P. V. / LUHTANEN, P. / RAHKILA, P. / RUSKO, H. / VIITASALO, J. T. (1982a):** Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. In: Acta Physiologica Scandinavica, S. 543-550.
- 📖 **BOSCO, C. / VIITASALO, J. T. / KOMI, P. V. / LUHTANEN, P. (1982b):** Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening-cycle exercise. In: Acta Physiologica Scandinavica, S. 557-565.
- 📖 **BOSCO, C. / LUHTANEN, P. / KOMI, P. V. (1982/83):** A simple method for measurement of mechanical power in jumping. In: Europ. J. Appl. Physiol. 50, S. 273-282.
- 📖 **BOSCO, C. / TIHANYI, J. / LATTEI, F. / FEKETE, G. / APOR, P. / RUSKO, H. (1986):** The effect of fatigue on store and re-use of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscle. In: Acta Physiologica Scandinavica, S. 109-117.
- 📖 **BOSCO, C. / MONTANARI, G. / TARKKA, I. / LATTEI, F. / COZZI, M. / IACHELLI, G. / FAINA, M. / COLLI, R. / DAL MONTE, A. / LA ROSA, M. / RIBACCHI, R. / GIOVENALI, P. / CORTILI, G. / SAIBENE, F. (1987):** The effect of pre-stretch on mechanical efficiency of human skeletal muscle. In: Acta Physiol. Scand. Stockholm, 131, S. 323-329.
- 📖 **BRÜGGEMANN, G. -P. / ARAMPATZIS, A. / KOMI, P. V. / FINNI, T. (2000):** Optimal stiffness and its influence of energy storage and return on elastic surfaces. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 33.
- 📖 **BUBECK, D. (2002):** Belastungsvariation und funktionelle Anpassungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Dissertation. Universitätsbibliothek Stuttgart. E-book: <http://elib.uni-stuttgart.de/opus/volltexte/2002/1018>.

- 📖 **BUBECK, D. / GOLLHOFER, A. (2000):** Load induced changes of activation patterns in free jump exercises and in sledge jumps. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 181.
- 📖 **BUBECK, D. / GOLLHOFER, A. (2001):** Effects of load variations on jump performance and muscle activation patterns. In: MESTER, J. / KING, G. / STRÜDER, H. / TSOLAKIDIS, E. / OSTERBURG, A. (Eds.): Perspectives and Profiles. Book of Abstracts 6th Annual Congress of the ECSS. Köln, S. 321.
- 📖 **BÜHL, A. / ZÖFEL, P. (2000):** SPSS Version 9. Addison Wesley Verlag.
- 📖 **BÜHRLE, M. (1985):** Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft Bd. 56. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, S. 82-111.
- 📖 **BÜHRLE, M. (1989a):** Maximalkraft-Schnellkraft-Reaktivkraft. In: Sportwissenschaft 3, S. 311-325.
- 📖 **BÜHRLE, M. (1989b):** Zum Grundkonzept des Kraft- und Sprungkrafttrainings. In: CARL, K. / SCHIFFER, J. (Hrsg.): Zur Praxis des Sprungkrafttrainings. Dokumentation eines Workshops vom 5. - 7. 12. 1986 in Köln, 2. Auflage, S.16-25.
- 📖 **BÜHRLE, M. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1981):** Komponenten der Maximal- und Schnellkraft. In: Sportwissenschaft 11, S. 11-27.
- 📖 **BÜHRLE, M. / SCHMIDTBLEICHER, D. / RESSEL, H. (1983):** Die spezielle Diagnose der einzelnen Kraftkomponenten im Hochleistungssport. In: Leistungssport Nr. 3, S. 11-16.
- 📖 **CHALLIS, J. H. (1998):** An investigation of the influence of bilateral deficit on human jumping. In: Hum. Mov. Sci., 17, S. 307-325.
- 📖 **CURTIN, N. A. / GILBERT, C. / KRETZSCHMAR, K. M. / WILKIE, D. R. (1974):** The effect of the performance of work on total energy output and metabolism during muscular contraction. In: J. Physiol. 238, S. 455-472.
- 📖 **DE LUCA, C. J. / LE FEVER, R. S. / MC CUE, M. P. / XENAKIS, A. P. (1982):** Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. In: J. Physiol. 329, S. 113-128.
- 📖 **DE MARÉES, H. (1996):** Sportphysiologie. Verlag Sport und Buch Strauß.
- 📖 **DIETZ, V. (1985):** Neurophysiologische Grundlagen des Kraftverhaltens. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft Bd. 56. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, S. 17-34.
- 📖 **DIETZ, V. / NOTH, J. (1978a):** Spinal stretch reflexes of triceps surae in active and passive movements. In: J. Physiol. 284, S. 180-181.
- 📖 **DIETZ, V. / NOTH, J. (1978b):** Pre-innervation and stretch responses of triceps brachii in man falling with and without visual control. In: Brain Res. 142, S. 576-579.
- 📖 **DIETZ, V. / SCHMIDTBLEICHER, D. / NOTH, J. (1979):** Neuronal mechanisms of human locomotion. In: J. Neurophysiol. 42, S. 1212-1222.
- 📖 **DIETZ, V. / NOTH, J. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1981):** Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. In: J. Physiol. 311, S. 113-125.
- 📖 **DOLENEC, A. / STROJNIK, V. (1997):** Plantar vs. Dorsal hopping. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science. S. 786-787.

- 📖 **DOLENEC, A. / STROJNIK, V. (2000):** Effects of drop jumps training performed in plantar and dorsal technique. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 242.
- 📖 **DUCHATEAU, J. / PASQUET, B. / CARPENTIER, A. (2000):** Neuromuscular changes during fatiguing concentric and eccentric contractions. In: AVELA, J. / KOMI, P.V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 40.
- 📖 **DYHRE-POULSEN, P. / SIMONSEN, E. B. / VOIGT, M. (1991):** Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. In: J. of Physiol. London; 437, S. 287-304.
- 📖 **EDMAN, K. A. P. (1994):** Die kontraktile Funktion der Skelettmuskelfaser. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 104-120.
- 📖 **EDMAN, K. A. P. (1997):** Force enhancement by stretch. In: Journal of applied biomechanics, Vol. 13, Nr. 4, S. 432-436.
- 📖 **EHLENZ, H. / GROSSER, M. / ZIMMERMANN, E. (1991):** Krafttraining. Verlag BLV Sportwissen.
- 📖 **ENOKA, R. M. (1997):** Neural adaptations with chronic physical activity. In: J. of Biomech. Oxford, 30, S. 447-455.
- 📖 **ENOKA, R. M. / FUGLEVAND, A. J. (1993):** Neuromuscular basis of the maximum voluntary force capacity of muscle. In: GRABINER, M. D. (Ed.): Current Issues in Biomechanics. Human Kinetics Publishers, S. 215-229.
- 📖 **FARLEY, C. T. (1997):** Role of the stretch-shortening cycle in jumping. In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 436-439.
- 📖 **FELICI, F. / BERNARDI, M. / DE VITO, G. / ROSPONI, A. / SBRICCOLI, P. / VICINI, M. (1997):** Early electromyographic and mechanical muscle changes during isometric strength training. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science, S. 514-515.
- 📖 **FLITNEY, F. W. / HIRST, D. G. (1978a):** Filament sliding and energy absorbed by the cross-bridges in active muscle subjected to cyclical length changes. In: J. Physiol. 276, S. 467-479.
- 📖 **FLITNEY, F. W. / HIRST, D. G. (1978b):** Gross-bridge detachment and sarcomere „give“ during stretch of active frog's muscle. In: J. Physiol. 276, S. 449-465.
- 📖 **FRICK, U. (1993):** Kraftausdauerverhalten im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Bundesinstitut für Sportwissenschaft, Sport und Buch Strauß GmbH.
- 📖 **FRICK, U. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1993):** Veränderung innerer und äußerer Variablen im Verlauf von Kraftausdauertests. In: GUTEWORT, W. / SCHMALZ, T. / WEISS, T. (Hrsg.): Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegungen. 1. Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik in Oberhof/Thüringen. Academia Verlag, S. 22-29.
- 📖 **FRICK, U. / STUTZ, R. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1995):** Veränderung der Muskelaktivierung im Verlauf der initialen Beschleunigungsphase beim Laufen. In: KRUG, J. / MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. 1. Gemeinsames Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft in Leipzig. Academia Verlag, S. 257-262.
- 📖 **FRICK, U. / WIRTH, K. / SCHLUMBERGER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. (2000):** Recovery following muscle hypertrophy strength training sessions with different training regimen – eccentric versus concentric muscle actions. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J.

(Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 270.

- 📖 **FRIDÉN, J. (2000):** Muscle morphological manifestations of eccentric contractions – induced injury. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 46.
- 📖 **FÜRST, D. O. (1999):** Titin, ein molekularer Gigant, regiert im quergestreiften Muskel. In: Dt. Z. f. Sportmed. Greven, 50, 7/8, S. 218-222.
- 📖 **FRITZ, M. (1981):** Analyse der vertikalen Auflagerkraft bei unterschiedlichen Sprüngen anhand von gemessenen und simulierten Kraftkurven. In: Leistungssport Nr. 1, S. 74-78.
- 📖 **GERTHSEN, C. / KNESER, H. O. / VOGEL, H. (1986):** Physik. Springer Verlag.
- 📖 **GISSIS, I. / GREZIOS, A. / GÖHNER, U. / DICKHUTH, H.-H. (2002):** Elektromyographische Aktivität unter exzentrisch erzwungenen Belastungen an den unteren Extremitäten. In: Leistungssport, Heft 4, S. 19-22.
- 📖 **GOLDSPINK, G. (1994):** Zelluläre und molekulare Aspekte der Trainingsadaptation des Skelettmuskels. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 213-231.
- 📖 **GOLLHOFER, A. (1987):** Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. SFT Verlag Erlensee.
- 📖 **GOLLHOFER, A. (1988):** Neuere Forschungsergebnisse zum Sprungkrafttraining. In: DAN-NEMANN, F.: Training und Methodik des Volleyballspiels, S. 90-99.
- 📖 **GOLLHOFER, A. (1993):** Belastungsvariation und motorische Koordination. Habilitationsschrift, Freiburg.
- 📖 **GOLLHOFER, A. (1995):** Neuromuskuläre Aspekte beim reaktiven Bewegungsverhalten. In: Spectrum der Sportwissenschaft 2, S. 5-13.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1989):** Protokoll der Expertendiskussion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In DAUGS, R. / LEIST, K. H. / ULMER, H. V.: Motorikforschung aktuell, DVS Protokolle, Clausthal-Zellerfeld, Druckerei H. Greinert, S: 74-80.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / KYRÖLÄINEN, H. (1991):** Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. In: International Journal Sports Med. 12, S. 34-40.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. (1984):** Regulation of muscle Stiffness in Human Locomotion. In: International Journal Sports Med. 5, S. 19-22.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / KOMI, P. V. / MIYASHITA, M. / AURA, O. (1987a):** Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: Changes in mechanical performance of human skeletal muscle. In: Int. J. Sports Med. 8, S. 71-78.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / KOMI, P. V. / FUJITSUKA, N. / MIYASHITA, M. (1987b):** Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. II. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. In: Int. J. Sports Med. 8, Supp., S. 38-47.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / KOMI, P.V. / HYVÄERINEN, T. (1989a):** Auswirkungen eines Marathonlaufes auf die Leistungscharakteristik und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 40 Nr. 11, S. 348-354.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. / HORSTMANN, G. (1989b):** Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern. In DAUGS, R. / LEIST, K. H. / ULMER, H. V.: Motorikforschung aktuell, DVS Protokolle, Clausthal-Zellerfeld, Druckerei H. Greinert, S. 58-68.

- 📖 **GOLLHOFER, A. / HORSTMANN, G. A. / SCHMIDTBLEICHER, D. / SCHÖNTHAL, D. (1990):** Reproducibility of electromyographic patterns in stretch shortening type contractions. In: Europ. J. of appl. Physiol. Berlin. Vol. 60, Nr. 1, S. 7-14.
- 📖 **GOLLHOFER, A. / STROJNIK, V. / RAPP, W. / SCHWEIZER, L. (1992):** Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. In: Eur. J. Appl. Physiol. 64, S. 283-291.
- 📖 **GOTTLIEB, G. L. / AGARWAL, G. C. (1979):** Response to sudden torques about ankle in man. I. Myotatic Reflex. In: J. Neurophysiol. 42, S. 91-106.
- 📖 **GOUBEL, F. (1987):** Muscle mechanics. Fundamental concepts in stretch-shortening cycle. In: Muscular function in exercise and training. Basel Karger, S. 24-35.
- 📖 **GOUBEL, F. (1997):** Series elasticity behavior during the stretch-shortening cycle. In: Journal of applied biomechanics, Vol. 13, Nr. 4, S. 439-443.
- 📖 **GREENWOOD, R. / HOPKINS, A. (1976a):** Landing from an unexpected fall and a voluntary step. In: Brain 99, S. 375-386.
- 📖 **GREENWOOD, R. / HOPKINS, A. (1976b):** Muscle responses during sudden falls in man. In: J. Physiol. 254, S. 507-518.
- 📖 **GREENWOOD, R. / HOPKINS, A. (1977):** Monosynaptic reflexes in falling man. In: J. Neurology, Neurosurgery and Psychiatry 40, S. 448-454.
- 📖 **GREGOR, R. (1993):** Skeletal muscle mechanics and movement. In: GRABINER, M. D. (Ed.): Current Issues in Biomechanics. Human Kinetics Publishers S. 171-211.
- 📖 **GREGOIRE, L. / VEEGER, H. E. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1984):** Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. In: Int. J. Sports Med. 5, S. 301-305.
- 📖 **GROSSER, M. / BRÜGGEMANN, P. / ZINTL, F. (1986):** Leistungssteuerung in Training und Wettkampf. Verlag BLV Sportwissen.
- 📖 **GROSSER, M. / HERMANN, H. / TUSKER, F. / ZINTL, F. (1987):** Die sportliche Bewegung. Verlag BLV Sportwissen.
- 📖 **HAEKKINEN, K. (1989):** Neuromuscular Adaptations during strength power training in males and females. In: International Biomedicine seminar Madrid.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. (1983a):** Changes in neuromuscular performance in voluntary and reflex contraction during strength training in man. In: Int. J. sports med. 4, S. 282-288.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. (1983b):** Electromyographic changes during strength training and detraining. In: Medicine and science in sports and exercise. Vol. 15, No. 6, S. 455-460.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. (1985a):** Changes in electrical and mechanical behavior of leg extensor muscles during heavy resistance strength training. In: Scand. J. sports science, S. 55-64.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. (1985b):** Effect of explosive type strength training on electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles during concentric and various stretch-shortening cycle exercises. In: Scand. J. sports science 7, S. 65-76.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KAUKANEN, H. (1989):** Daily changes in neural activation, force-time and relaxation-time characteristics in athletes during very intense training for one week. In: Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 29, S. 243-249.

- 📖 **HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. / TESCH, P. A. (1981):** Effect of combined concentric and eccentric strength training and detraining on force-time, muscle fiber and metabolic characteristics of leg extensor muscles. In: *Scand. J. sport science* 3 (2), S. 50-58.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / ALEN, M. / KOMI, P. V. (1985a):** Changes in isometric force and relaxation time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. In: *Acta Physiologica Scandinavica* 125, S. 573-585.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. / ALEN, M. (1985b):** Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. In: *Acta Physiologica Scandinavica*, 125, S. 587-600.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KAUKANEN, H. / KOMI, P. V. (1985c):** Merkmale neuromuskulärer Leistungskapazität bei Gewichthebern nationalen und regionalen Niveaus. In: *Leistungssport* 5, S. 35-41.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / KOMI, P. V. / PAKARINEN, A. (1989a):** Neuromuscular Adaptation during strength and power training. In: *Paavo Nurmi Congress book*, S. 49-52.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / MERO, A. / KAUKANEN, H. (1989b):** Specificity of endurance, sprint and strength training on physical performance capacity in young athletes. In: *The journal of sports medicine and physical fitness*. Vol. 29, Nr. 1, S. 27-34.
- 📖 **HAEKKINEN, K. / PASTINEN, U. –M. / KARSIKAS, R. / LINNAMO, V. (1995):** Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. In: *Europ. J. of appl. Physiol.*, 6, S. 518-527.
- 📖 **HARRISON, A. J. (2000):** Variability in vertical jumping kinematics may be a function of development. In: *AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings*. Jyväskylä, S. 309.
- 📖 **HERZOG, W. (1997):** What is the series elastic component in skeletal muscle? In: *Journal of applied biomechanics*. Vol. 13, Nr. 4, S. 443-448.
- 📖 **HOF, AT. L. (1997):** The best jump is the highest jump. In: *Journal of applied biomechanics*. Vol. 13, Nr. 4, S. 448-451.
- 📖 **HOLLMANN, W. / HETTINGER, TH. (1990):** *Sportmedizin Arbeits- und Trainingsgrundlagen*. Schattauer Verlag.
- 📖 **HORITA, T. / KOMI, P. V. / NICOL, C. / KYRÖLÄINEN, H. (1996):** Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. In: *Europ. J. of appl. Physiol. Berlin*, 73, 5, S. 393-403.
- 📖 **HORITA, T. / KOMI, P. V. / NICOL, C. / KYRÖLÄINEN, H. (1999):** Effect of exhausting stretch-shortening cycle exercise on the time course of mechanical behaviour in the drop jump: possible role of muscle damage. In: *Eur. J. Applied Physiol.* 79, S. 160-167.
- 📖 **HORITA, T. / KOMI, P. V. / AVELA, J. (2001):** Neuromuscular adaptation pattern during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. In: *MESTER, J. / KING, G. / STRÜDER, H. / TSO-LAKIDIS, E. / OSTERBURG, A. (Eds.): Perspectives and Profiles. Book of Abstracts 6th Annual Congress of the ECSS*. Köln, S. 298.
- 📖 **HORTOBÁGYI, T. / HAVASI, J. / VARGA, Z. (1990):** Comparison of two stretch-shorten exercise programmes in 13-year-old boys: non-specific training effects. In: *hum. Mov. Stud. London*. 18, 4, S. 177-188.
- 📖 **HORTOBÁGYI, T. / LAMBERT, N. J. / KROLL, W. P. (1991):** Voluntary and reflex responses to fatigue with stretch-shortening exercise. In: *Can. J. of appl. Sport Sci. Vanier*, 16, 2, S. 142-150.

- 📖 **HOUK, J. C. / RYMER, W. Z. / CRAGO, P. E. (1981):** Dependence of dynamic response of spindle receptors on muscle length and velocity. In: J. Neurophysiology 46, S. 143-166.
- 📖 **HOUSTON, M. E. / FROESE, E. A. / VALERIOTE, ST. P. / GREEN, H. J. / RANNEY, D. A. (1983):** Muscle performance, morphology and metabolic capacity during strength training and detraining: A one leg model. In: European Journal of Applied Physiology 51, S. 25-35.
- 📖 **HUIJING, P. A. (1994a):** Mechanische Muskelmodelle. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 135-154.
- 📖 **HUIJING, P. A. (1994b):** Das elastische Potential des Muskels. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 155-172.
- 📖 **HUIJING, P. A. (2000):** In vivo, force is transmitted from muscle also at other locations that the tendons: extramuscular myofascial force transission. In: AVELA, J. / KOMI, P.V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 54.
- 📖 **IKEGAWA, S. / FINNI, T. / KOMI, P. V. (2000):** Effect of pre – activation level on the force and length of muscle in eccentric actions. In: AVELA, J. / KOMI, P.V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 342.
- 📖 **JACOBY, E. / FRALEY, B. (1997):** Das große Buch der Sprünge. Meyer und Meyer Verlag.
- 📖 **JACOBI, J. M. / CAFARELLI, E. (1998):** Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. In: J. of appl. Physiol. Bethesda (Maryld.). Vol. 84, Nr. 1, S. 200-206.
- 📖 **JONATH, U. / KREMPEL, R. / HAAG, E. / MÜLLER, H. (1995):** Leichtathletik 2 Springen. Rowohlt Verlag.
- 📖 **JÜRGENS, A. (2000):** Seminarunterlagen Dreisprung im Rahmen der A-Trainer Ausbildung des Deutschen Leichtathletik Verbandes, Mainz.
- 📖 **KARAMANIDIS, K. / ARAMPATZIS, A. / BRÜGGEMANN, G.-P. (2002):** Reproduzierbarkeit elektromyographischer und dynamischer Parameter bei bewusster Änderung der Lauftechnik auf dem Laufband. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, Jahrgang 53, Nr. 4, S. 107-113.
- 📖 **KAWAKAMI, Y. / SALE, D. G. / MAC DOUGALL, J. D. / MOROZ, J. S. (1998):** Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. In: Europ. J. of appl. Physiol. 3, S. 212-216.
- 📖 **KAY, D. / MITCHELL, M. J. / CLAIR GIBSON, A. ST. / LAMBERT, M. I. / NOAKES, T. D. (2000):** A comparison between eccentric, concentric, and isometric fatigue profiles and neuromuscular recruitment patterns. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 384.
- 📖 **KENT, M. / ROST, K. (1996):** Wörterbuch Sport und Sportmedizin. Limpert Verlag.
- 📖 **KENTALL, F. P. / MC CREARY, E. K. / PROVANCE, P. G. (1998):** Muskeln Funktionen und Tests. Gustav Fischer Verlag.
- 📖 **KIBELE, A. (1991):** Bilaterale Aktivierbarkeit und bilaterales Defizit. In: BÜHRLE, M. / SCHURR, M. (Red.): Leistungssport Herausforderung für die Sportwissenschaft S. 138-141. Ein vom BISp veröffentlichter Bericht.
- 📖 **KIBELE, A. (1995):** Bedingungsfaktoren von Kraft -Ausdauerleistungen. Frankfurt am Main.
- 📖 **KIBELE, A. / MÜLLER, K. J. (1989):** Neuromuskuläre Aktivierung der Beinstreckmuskulatur. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin Nr. 3, S. 80-84.

- 📖 **KIBELE, A. / SCHWIRTZ, A. (1996):** Zur Methodik der Sprungkraftdiagnostik- Von der reinen Sprunghöhenbestimmung zur biomechanischen Kennwertbildung. In: GOLLHOFER, A. (Hrsg.): Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik, 3. Symposium der dvs Sektion Biomechanik. Academia Verlag, S. 267-276.
- 📖 **KIBELE, A. / GOLLHOFER, A. / MÜLLER, K. J. (1989a):** Bilaterale Aktivierbarkeit und Maximalkrafttraining. In: Die Lehre der Leichtathletik Nr. 31, S. 1079-1081.
- 📖 **KIBELE, A. / MÜLLER, K. J. / BÜHRLE, M. (1989b):** Bilaterale Defizite bei willkürlichen Maximalkontraktionen. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin Nr. 4, S. 120-134.
- 📖 **KIBELE, A. / MÜLLER, K. J. / MÜNST, P. (1990):** Die Aktivierungscharakteristik der Beinstreckmuskulatur an unterschiedlichen Krafttrainingsgeräten. In: Sonderdruck aus Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. Heft 10, S. 342-354.
- 📖 **KIM, D. -H. (1988):** Fatigue of stretch-shortening cycle exercises: basic response and training effects. Licentiate Thesis for Biomechanics, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä.
- 📖 **KLEE, A. (2003):** Methoden und Wirkungen des Dehnungstrainings. Forum Sportwissenschaft Band 8, Verlag Karl Hofmann Schorndorf.
- 📖 **KOCH, B. (1985):** Zum Leistungsprofil im Speerwurf. Dissertation, Verlag Strauß.
- 📖 **KOH, T. J. / GRABINER, M. D. / CLOUGH, C. A. (1993):** Bilateral deficit is larger for step than for ramp isometric contractions. In: J. of appl. Physiol. Bethesda (Maryld.), 74 (3), S. 1200-1205.
- 📖 **KOMI, P. V. (1973):** Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. In: DESMEDT, J. E.: New developments in EMG and clin. Neurophysiol. 1, Basel Karger Verlag, S. 596-606.
- 📖 **KOMI, P. V. (1979):** Neuromuscular performance: Factors, influencing, force and speed production. In: Scand. J. sports sci. 1, S. 2-15.
- 📖 **KOMI, P. V. (1983a):** Elastic potentiation of muscle and its influence on sport performance. In: BAUMANN, W. (Hrsg.): Biomechanik und sportliche Leistung 40, Schorndorf, Karl Hofmann Verlag, S. 59-70.
- 📖 **KOMI, P. V. (1983b):** Biomechanics and neuromuscular performance. In: Medicine and science in sports and exercise. Vol. 16, Nr. 1, S. 26-28.
- 📖 **KOMI, P. V. (1984):** Physiological and biomechanical correlates of muscle function: Effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. In: Exercise and sport sciences Reviews 12: S. 81-121.
- 📖 **KOMI, P. V. (1985):** Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei Bewegungen mit sportlicher Leistung. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft Bd. 56. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, S. 254-270.
- 📖 **KOMI, P. V. (1994):** Der Dehnungs-Verkürzungszyklus. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 173-182.
- 📖 **KOMI, P. V. (2000):** Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. In: Journal of biomechanics. Vol. 33 (10), S. 1197-1206.
- 📖 **KOMI, P. V. / BUSKIRK, E. R. (1972):** Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. In: Ergonomics. Vol. 15, Nr. 4, S. 417-434.

- 📖 **KOMI, P. V. / GOLLHOFER, A. (1987):** Fatigue during stretch-shortening cycle exercise. In: Muscular function in exercise and training. Karger, Basel, S. 119-127.
- 📖 **KOMI, P. V. / KYRÖLÄINEN, H. (1996):** Mechanical efficiency of stretch-shortening cycle exercise. In: Human muscular function during dynamic exercise. Karger, Basel. Lit. Medicine and Sport Science, Bd. 41, S. 44-56.
- 📖 **KOMI, P. V. / GOLLHOFER, A. (1997):** Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 451-460.
- 📖 **KOMI, P. V. / NICOL, C. / MARCONNET, P. (1992):** Neuromuscular Fatigue during repeated stretch-shortening cycle exercises. In: Medicine and science in sport and exercise 34, S. 172-181.
- 📖 **KOVACS, E. / SZECSENYI, J. (1975):** Passive und aktive Muskelvordehnung in Wurf- und Sprungdisziplinen. In: Leistungssport 3, S. 128-136.
- 📖 **KRAM, R. (1997):** Are efficiency and the cost of generating force both relevant concepts? In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 460-463.
- 📖 **KUHN, W. (1984):** Kontralateraler Transfer Befunde und theoretische Erklärungsansätze. In: Zeitschrift Sportwissenschaft, S. 422-442.
- 📖 **KUITUNEN, S. / KOMI, P. V. / KYRÖLÄINEN, H. (2000):** Ankle Joint stiffness in sprint running. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 418.
- 📖 **KUITUNEN, S. / AVELA, J. / KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (2001):** Fatigue induced changes in joint stiffness regulation in stretch-shortening cycle exercise. In: MESTER, J. / KING, G. / STRÜDER, H. / TSOLAKIDIS, E. / OSTERBURG, A. (Eds.): Perspectives and Profiles. Book of Abstracts 6th Annual Congress of the ECSS. Köln, S. 299.
- 📖 **KURSCHILGEN, T. (1986):** Elektromyographische Untersuchungen im Techniktraining des Stabhochsprungs. In: Die Lehre der Leichtathletik 25, 38/39.
- 📖 **KWAN, H. C. / MURPHY, J. T. / REPECK, M. W. (1980):** Control of stiffness by medium latency electromyographic response to limb perturbation, In Can. J. of Physiol. Pharmacol. 57, S. 277-285.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1994a):** Neuromuscular performance of lower limbs during voluntary and reflex activity in power- and endurance- trained athletes. In: European journal of Applied Physiology 69, S. 233-239.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1994b):** Stretch reflex responses following mechanical stimulation in power- and endurance- trained athletes. In: Inter. J. sports med. Vol. 15, Nr. 6, S. 290-294.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1995a):** The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparison between power- and endurance- trained athletes. In: J. Electromyogr. Kinesiol. Vol. 5, Nr. 1, S. 15-25.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1995b):** Differences in mechanical efficiency between power- and endurance- trained athletes while jumping. In: European journal of Applied Physiology 70, S. 36-44.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / HÄKKINEN, K. / KOMI, P. V. / KIM, D. H. / CHENG, S. (1989):** Prolonged power training of stretch-shortening cycle exercises in females. Neuromuscular adaptation and changes in mechanical performance of muscles. In: journal of human movement studies 17, S. 9-22.

- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. / KIM, D. H. (1991):** Effects of power training on neuromuscular performance and mechanical efficiency. In: Scand. J. Medicine Sci. Sports 1, S. 78-87.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. / BELLI, A. (1995):** Mechanical efficiency in athletes during running. In: Scandinavian journal of medicine and science in sports 5, S. 200-208.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / PERTTUNEN, J. / KOMI, P. V. (1997):** Kinetics and electromyography in triple jump. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science, S. 774-775.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / TAKALA, T. E. S. / KOMI, P. V. (1998):** Muscle damage induced by stretch-shortening cycle exercise. In: Med. & Sci. in Sports & Exerc. Madison (Wisc.). Vol. 30, Nr. 3, S. 415-420.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / AVELA, J. / KOMI, P. V. (2000):** Muscle activity patterns and running kinetics during submaximal 10km run. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 420.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / AVELA, J. / MC BRIDE, J. / KOSKINEN, S. / TAKALA, T. E. S. / KOMI, P. V. (2001):** Effect of power training on muscle structure and economy in jumping. In: MESTER, J. / KING, G. / STRÜDER, H. / TSOLAKIDIS, E. / OSTERBURG, A. (Eds.): Perspectives and Profiles. Book of Abstracts 6th Annual Congress of the ECSS. Köln, S. 327.
- 📖 **KYRÖLÄINEN, H. / KIVELA, R. / KOSKINEN, S. / MC BRIDE, J. / ANDERSEN, J. L. / TAKALA, T. / SIPILA, S. / KOMI, P. V. (2003):** Interrelationships between muscle structure, muscle strength, and running economy. In: Medicine and science in sports and exercise. Vol. 35 (1), S. 45-49.
- 📖 **LAURIG, W. (1977):** Elektromyographie. In: WILLIMCZIK, K. (Hrsg.): Grundkurs Datenerhebung 1. Limpert Verlag, S. 67-94.
- 📖 **LEE, R. G. / TATTON, W. G. (1978):** Long loop reflexes in man: Clinical applications. In: DESMEDT, J. E. (Eds.): Cerebral Motor Control in man: Long Loop Mechanisms (Prog. Clin. Neurophysiol. Vol. 4), Karger Basel, S. 320-333.
- 📖 **LIEBER, R. L. / THORNELL, L.-E. / FRIDÉN, J. (1996):** Muscle cytoskeletal disruption occurs within the first 15 min of cyclic eccentric contraction. In: J. of appl. Physiol. Bethesda (Maryld.), 80, 1, S. 278-284.
- 📖 **LINDSTEDT, S. L. / REICH, T. E. / KEIM, P. / LA STAYO, P. C. (2002):** Do muscles function as adaptable locomotor springs? In: The Journal of experimental biology. Vol. 205 (Pt 15), S. 2211-2216.
- 📖 **LINKE, W. (2000):** Faszinierendes Riesenmolekül. Kurzbericht in der Zeitschrift Ruperto Carola 1/2000 der Universität Heidelberg.
- 📖 **LINNAMO, V. / BOTTAS, R. / KOMI, P. V. (2000):** Force and EMG spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 443.
- 📖 **MACIVER, S. (2001):** Regulation of titin, the cell's bungee cord. In: "the ELS gazette" (magazine of the European life scientist organisation), (Issue number 3, January 2001), Seiten 3.
- 📖 **MANOU, V. / KELLIS, S. / ARSENIU, P. (2000):** Relationship between 100m sprinting performance and jumping ability. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 474.
- 📖 **MARGARIA, R. (1968):** Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion. In: Inter. Zeitschrift für angew. Physiologie einschließlich Arbeitsphysiologie 25, S. 339-351.

- 📖 **MARTIN, D. / CARL, K. / LEHNERTZ, K. (1991):** Handbuch Trainingslehre. Verlag Karl Hoffmann.
- 📖 **MARKWORTH, P. (1997):** Sportmedizin. Rowohlt Verlag.
- 📖 **MELVILL JONES, G. / WATT, G. D. (1971):** Observations on the control of stepping and hopping movements in man. In: J. Physiology 21, S. 709-727.
- 📖 **MORGAN, D. L. (1977):** Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. In: Americ. J. Physiol. 232, S. 45-49.
- 📖 **MORGAN, D. L. / PROSKE, U. / WARREN, D. (1978):** Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. In: J. Physiol. 282, S. 253-261.
- 📖 **MORGAN, D. L. / PROSKE, U. (1997):** Factors contributing to energy storage during the stretch-shortening cycle. In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 464-466.
- 📖 **MORITANI, T. (1994):** Die zeitliche Abfolge der Trainingsanpassungen im Verlaufe eines Krafttrainings. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 266-276.
- 📖 **MORITANI, T. / ODDSON, L. / THORSTENSSON, A. (1990):** Electromyographic evidence of selective fatigue during the eccentric phase of stretch/shortening cycles in man. In: Europ. J. of appl. Physiol. Berlin. Vol. 60, Nr. 6, S. 425-429.
- 📖 **MOUCHBAHANI, R. / GOLLHOFER, A. / DICKHUTH, H. -H. (1995):** Zugwiderstandläufe im Schnelligkeitstraining. In: Die Lehre der Leichtathletik (34) Nr. 21, S. 113-116, Nr. 22, S. 117-126.
- 📖 **MÜLLER, E. / WACHTER, E. (1989):** Trainingsmethoden zur Verbesserung der speziellen Sprungkraft von Schispringen. In: Spectrum der Sportwissenschaften 1, S. 47-71.
- 📖 **MÜLLER, K. -J. / KIBELE, A. (1992):** Der Einfluss von ein- und beidbeinigen Krafttrainingsmethoden auf das bilaterale Defizit von Maximal- und Schnellkraftfähigkeiten. In: CARL, K. / MECHLING, H. / QUADE, K. / STEHLE, P. (Hrsg.): Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Forschung. Ergebnisse der vom BIsP in den Jahren 1988-1992 geförderten Projekte. S. 150-159.
- 📖 **MÜLLER, K. -J. / KIBELE, A. (1996):** Messmethodische und trainingsphysiologische Aspekte des bilateralen Defizits. In: GOLLHOFER, A. (Hrsg.): Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik, 3. Symposium der dvs Sektion Biomechanik. Academia Verlag, S. 263-264.
- 📖 **NAKAGAWA, N. / YOSHITAKE, Y. / KIMURA, Y. (2000):** The relationship between bilateral deficit of leg extension strength and knee angle of alpine skiers. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 525.
- 📖 **NAKAZAWA, K. / YANO, H. / SATOH, H. / FUJISAKI, I. (1998):** Differences in stretch reflex responses of elbow flexor muscles during shortening, lengthening and isometric contractions. In: Eur. J. Applied Physiol. 77, S. 395-400.
- 📖 **NEUBERT, A. (1999):** Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven Bewegungsverhaltens. Verlag: Sport und Buch Strauß, Köln.
- 📖 **NICHOLS, T. R. / HOUK, J. C. (1976):** Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex. In: J. Neurophysiol. 39, S. 119-142.
- 📖 **NICOL, C. / KOMI, P. V. (1996):** Neuromuscular fatigue in stretch-shortening cycle exercises. In: Human muscular function during dynamic exercise. Basel Karger, S. 134-147.

- 📖 **NICOL, C. / KOMI, P. V. / HORITA, T. / KYRÖLÄINEN, H. / TAKALA, T. E. S. (1996):** Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. In: *Europ. J. of appl. Physiol.* Berlin, Vol. 72, Nr. 5-6, S. 401-409.
- 📖 **NICOL, C. / AVELA, J. / KYRÖLÄINEN, H. / KUITUNEN, S. / FINNI, T. / KOMI, P. V. (2001):** Immediate and delayed deficiencies in force and stiffness regulation after fatiguing SSC exercise. In: MESTER, J. / KING, G. / STRÜDER, H. / TSOLAKIDIS, E. / OSTERBURG, A. (Eds.): *Perspectives and Profiles. Book of Abstracts 6th Annual Congress of the ECSS.* Köln, S. 79.
- 📖 **NOTH, J. (1985):** Neurophysiologische Aspekte der Muskelelastizität. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings.* Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft Bd. 56. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, S. 238-253.
- 📖 **NOTH, J. (1994):** Die zentrale und periphere neuromotorische Steuerung. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport.* Deutscher Ärzte Verlag, S. 21-32.
- 📖 **OBENS, T. (1993):** Der optimale Absprung: ein- oder beidbeinig? Dissertation, Tübingen.
- 📖 **ODA, S. / MORITANI, T. (1994):** Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. In: *European journal of Applied Physiology* 69, S. 240-243.
- 📖 **ODA, S. / MORITANI, T. (1995):** Movement-related cortical potentials during handgrip contractions with special reference to force and electromyogram bilateral deficit. In: *Europ. J. of appl. Physiol.* Vol. 72, Nr. 1-2, S. 1-5.
- 📖 **OGISO, K. / MC BRIDE, J. M. / FINNI, T. / KOMI, P. V. (2000):** Stretch-Reflex mechanical responses after varying types of previous muscle activities. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): *5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings.* Jyväskylä, S. 543.
- 📖 **OHTSUKI, T. (1981):** Decrease in grip strength induced by simultaneous bilateral exertion with reference to finger strength. In: *Ergonomics*, 24, S. 37-48.
- 📖 **OHTSUKI, T. (1983):** Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. In: *Behavioral Brain Research*, 7, S. 165-178.
- 📖 **ORLOVSKY, G. N. (1971):** The effect of the different descending system on flexor and extensor activity during locomotion. In: *Brain Res.* 40, S. 359-371.
- 📖 **OWINGS, T. M. / GRABINER, M. D. (1998):** Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent. In: *Med. & Sci. in Sports & Exerc.* Madison (Wisc.) Vol. 30, Nr. 8, S. 1257-1262.
- 📖 **PAMPUS, B. (1995):** Schnellkrafttraining. Meyer und Meyer Verlag.
- 📖 **PAVLOVA, G. P. (1972):** Response of Deiter's neurons to tilt during locomotion. In: *Brain Res.* 42, S. 212-214.
- 📖 **PERTTUNEN, J. / KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1997):** Plantar pressure distribution in triple jump. In: *Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science*, S. 782-783.
- 📖 **POTTHAST, J. -M. / KLIMT, F. (1988):** Vertikalkraftmessungen bei ausgewählten Sprungkraftübungen mit kapazitiven Messplatten. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 39, Nr. 8, S. 300-306.
- 📖 **PRILUTSKY, B. I. (1997):** Work, energy expenditure, and efficiency of the stretch-shortening cycle. In: *Journal of applied biomechanics.* Vol. 13, Nr. 4, S. 466-471.
- 📖 **QUINTERN, J. / TRIPPEL, M. / HORSTMANN, G. / BECKER, B. (1990):** MAIN. Abtast- und Auswerteprogramm. Neurologische Universitätsklinik Freiburg.

- 📖 **QUINTERN, J. / TRIPPEL, M. (1992):** TMAIN. Tabellenerfassungsprogramm. Neurophysiologische Universitätsklinik Freiburg.
- 📖 **RADCLIFFE, J. C. / FARENTINOS, R. C. (1990):** Sprungkrafttraining. Meyer und Meyer Verlag.
- 📖 **RAPP, W. (1997):** Reactive performance characteristics in infants and in a patient with vestibular disorders. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science, S. 346-347.
- 📖 **RAPP, W. (2002):** Einfluss von visuellem Feedback und interne Bewegungsrepräsentation auf die Bewegungsprogrammierung bei Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. Dissertation. Universitätsbibliothek Stuttgart. E-book: <http://elib.uni-stuttgart.de/opus/volltexte/2002/1019>.
- 📖 **RAPP, W. / GOLLHOFER, A. (1996a):** Modifikation offener Bewegungsprogramme im reaktiven Schnellkraftbereich. In: DAUGS, R. / BLISCHKE, K. / MARSCHALL, F. / MÜLLER, H.: Kognition und Motorik. 73 Sankt Augustin S. 233-238.
- 📖 **RAPP, W. / GOLLHOFER, A. (1996b):** Einfluss visueller Information auf die Bewegungsprogrammierung bei reaktiven Bewegungsabläufen. In: GOLLHOFER, A. (Hrsg.): Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik, 3. Symposium der dvs Sektion Biomechanik. Academia Verlag, S. 81-88.
- 📖 **RASSIER, D. E. / HERZOG, W. (2002):** Force enhancement following an active stretch in skeletal muscle. In: Journal of electromyography and kinesiology. Vol. 12 (6), S. 471-477.
- 📖 **RAY, C. A. / MARK, A. L. (1995):** Sympathetic nerve activity to nonactive muscle of the exercising and nonexercising limb. In: Medicine and science in sports and exercise, S. 183-187.
- 📖 **ROTH, K. (1977):** Sportmotorische Tests. In: WILLIMCZIK, K. (Hrsg.): Grundkurs Datenerhebung 1. Limpert Verlag, S. 95-147.
- 📖 **RÖTHIG, P. (1992):** Sportwissenschaftliches Lexikon. Verlag Karl Hofmann.
- 📖 **ROY, R. R. / EDGERTON, V. R. (1994):** Bau und Funktion der Skelettmuskulatur. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 121-134.
- 📖 **ROY, M. -A. / SYLVESTRE, M. / KATCH, F. I. / KATCH, V. L. / LAGASSE, P. P. (1990):** Proprioceptive facilitation of muscle tension during unilateral and bilateral knee extension. In: Int. J. Sports Med. 11, S. 289-292.
- 📖 **RÜEGG, J. C. (2000):** Muskel. In: SCHMIDT, R. F. / THEWS, G. / LANG, F. (Hrsg.): Physiologie des Menschen. Springer Verlag, S. 67-87.
- 📖 **SALE, D. G. (1988):** Neural adaptation to resistance training. In: Medicine and science in sports and exercise. Vol. 20, Nr. 5, S. 135-145.
- 📖 **SALE, D. G. (1994):** Neuronale Adaptationen im Verlaufe eines Krafttrainings. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Deutscher Ärzte Verlag, S. 249-265.
- 📖 **SCHANTZ, P. G. / MORITANI, T. / KARLSON, E. / JOHANSSON, E. / LUNDH, A. (1989):** Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. In: Acta Physiol. Scand. 136, S. 185-192.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. (1983a):** Neuronale Regulation von Tiefsprüngen bei untrainierten und trainierten. In: RIEDER, H. / BÖS, K. / MECHLING, H. / REISCHLE, K. (Hrsg.): Motorik- und Bewegungsforschung. Verlag Karl Hofmann Schorndorf, S. 55-56.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. (1983b):** Welche Absprunghöhen bei Tiefsprüngen? In: Leichtathletik 34, Nr. 2, S. 47-49.

- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. (1984):** Sportliches Krafttraining und motorische Grundlagenforschung. In: BERGER, W.: Haltung und Bewegung beim Menschen. Springer Verlag, S. 155-188.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. (1987):** Motorische Beanspruchungsform Kraft. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 38, Nr. 9, S. 356-377.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. (1989):** Neurophysiologische Aspekte des Sprungkrafttrainings. In: CARL, K. / SCHIFFER, J. (Hrsg.): Zur Praxis des Sprungkrafttrainings. Dokumentation eines Workshops vom 5. - 7. 12. 1986 in Köln, 2. Auflage, S. 56-72.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1982a):** Untersuchungen zur Bestimmung der sinnvollen Belastungsgrößen für das Tiefsprungtraining. In: Volleyball-Lehre und Praxis 6, S. 68-70.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1982b):** Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. In: Leistungssport 12, Nr.4 S. 298-307.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1985):** Einflussgrößen des reaktiven Bewegungsverhalten und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft Bd. 56. Verlag Karl Hofmann, Schorndorf, S. 271-281.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / HEMMLING, D. (1992):** Die Auswirkungen einer neuartigen Krafttrainingsmethode auf die Komponenten des Kraftverhaltens und deren neuromuskuläre und metabolische Einflussgrößen. In: CARL, K. / MECHLING, H. / QUADE, K. / STEHLE, P. (Hrsg.): Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Forschung. Ergebnisse der vom BISp in den Jahren 1988-1992 geförderten Projekte, S. 297-307.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / FRICK, U. (1995):** Ermüdungsverhalten des neuromuskulären Systems im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei Kraftausdauerbeanspruchungen. In: CARL, K. / QUADE, K. / STEHLE, P. (Hrsg.): Krafttraining in der sportwissenschaftlichen Forschung. Dokumentation eines vom BISp durchgeführten Workshops, S. 360-369.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. / NOTH, J. / ANTONI, M. (1978):** Auftreten und funktionelle Bedeutung des Muskeldehnungsreflexes bei Lauf- und Sprintbewegungen. In: Leistungssport 8, Nr. 6, S. 480-490.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. / FRICK, U. (1987):** Auswirkungen eines Tiefsprungtrainings auf die Leistungsfähigkeit und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 38 Nr. 9, S. 389-393.
- 📖 **SCHMIDTBLEICHER, D. / FRICK, U. / WIESEMANN, C. (1990):** Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung der Sprungkraft im Volleyball. In: Sportwissenschaft 20, S. 415-426.
- 📖 **SCHNABEL, G. / HARRE, D. / BORDE, A. (1994):** Trainingswissenschaft. Sportverlag Berlin.
- 📖 **SCHNEIDER, F. J. / MIELKE, A. / MESTER, J. (1998):** Die Beziehung zwischen der neuromuskulären Erregbarkeit und Bodenreaktionskräfte bei reaktiven Sprüngen. In Leistungssport Nr. 6, S. 55-57.
- 📖 **SCHOLLICH, M. (1988):** Kreistraining. Sportverlag Berlin.
- 📖 **SCHUBERT, B. / HOMMEL, H. (1992):** Aktuelle Trainingsgrundlagen des Hochleistungstrainings. DLV (Hrsg.).
- 📖 **SCHWIRTZ, A. / KIBELE, A. / NEUBERT, A. (1996):** Sportartspezifische Umsetzung der Sprungkraftmessung in der biomechanischen Leistungsdiagnostik. In: GOLLHOFER, A. (Hrsg.): Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik, 3. Symposium der dvs Sektion Biomechanik. Academia Verlag, S. 277-285.

- 📖 **SECHER, N. H. / RORSGAARD, S. / SECHER, O. (1976):** Contralateral influence on recruitment of type I muscle fiber during maximum voluntary extension of the legs. In: *Acta Physiol. Scand.* 96, S. 20A-21A.
- 📖 **SECHER, N. H. / RUBE, N. / ELSERS, J. (1988):** Strength of two- and one-leg extension in man. In: *Acta Physiol. Scand.* 134, S. 333-339.
- 📖 **SIMON, E. (2000):** Wärmehaushalt und Temperaturregelung. In: SCHMIDT, R. F. / THEWS, G. / LANG, F. (Hrsg.): *Physiologie des Menschen*. Springer Verlag, S. 649-671.
- 📖 **SKURVYDAS, A. / MAMKUS, G. (2000):** Changes in height of jump and low-frequency fatigue after 100 intermittent or continuous jumps with maximal intensity. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): *5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings*. Jyväskylä, S. 688.
- 📖 **SPORNITZ, U. M. (1996):** *Anatomie und Physiologie*. Springer Verlag.
- 📖 **STEFANYSHYN, D. J. / NIGG, B. M. (1998):** Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. In: *J. of appl. Biomech.* Champaign (Ill.). Vol. 14, Nr. 3, S. 292-299.
- 📖 **STIENEN, G. J. M. (1997):** From single fibers to whole muscle. In: *Journal of applied biomechanics*, Vol. 13, Nr. 4, S. 471-474.
- 📖 **STIENEN, G. J. M. / BLANGE, T. / SCHNERR, M. C. (1978):** Tension responses of frog sartorius muscle to quick ramp-shaped shortenings and some effects of metabolic inhibition. In: *Pflügers Arch.* 376, S. 97-104.
- 📖 **STONE, M. H. (1994):** Anpassungserscheinungen unter einem Krafttraining im Bereich von Bindegewebe und Knochen. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Deutscher Ärzte Verlag, S. 277-289.
- 📖 **STROJNIK, V. / KOMI, P. V. (1998):** Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. In: *J. of appl. Physiol.* Bethesda (Maryld.). Vol. 84, Nr. 1, S. 344-350.
- 📖 **SVANTESSON, U. / ÖSTERBERG, U. / TAKAHASHI, H. / THOMEE, R. / GRIMBY, G. (1997):** Comparison of muscle/tendon stiffness, jumping ability, muscle strength and fatigue in the plantar flexors. In: *Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science*, S. 348-349.
- 📖 **SVANTESSON, U. / CARLSSON, U. / TAKAHASHI, H. / THOMEE, R. / GRIMBY, G. (1998):** Comparison of muscle and tendon stiffness, jumping ability, muscle strength and fatigue in the plantar flexors. In: *Scand. J. of Med. & Sci. in Sports*. Kopenhagen. 8, Part I, S. 252-256.
- 📖 **TANIGUCHI, Y. (1997):** Lateral specificity in resistance training: the effect of bilateral and unilateral training. In: *Europ. J. of appl. Physiol.* Berlin. Vol. 75, Nr. 2, S. 144-150.
- 📖 **TANIGUCHI, Y. (1998):** Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans. In *Europ. J. of appl. Physiol.* 3, S. 226-230.
- 📖 **TANIGUCHI, Y. (2000):** Effect of bilateral and unilateral practice for simple and choice reaction time tasks on bilateral deficit. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): *5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings*. Jyväskylä, S. 730.
- 📖 **TEGTMEIER, J. (1987):** *Reaktives Bewegungsverhalten vor und nach einem 4-wöchigen Sprungkrafttraining*. Diplomarbeit, Freiburg.
- 📖 **TERZIS, G. / VASSILIADOU, E. / MANDA, P. / PAPAGEORGIOU, K. / KONTOU, C. / BOUDOLOS, K. / TZIORTZIS, S. / KLISSOURAS, V. (1997):** Human muscle fiber distribution and jumping performance. In: *Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science*, S. 812-813.

- 📖 **THYS, H. / CAVAGNA, G. A. / MARGARIA, R. (1975):** The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. In: Pflügers Arch. 354, S. 281-286.
- 📖 **TIDOW, G. / WIEMANN, K. (1994):** Zur Optimierung des Sprintlaufs – bewegungsanalytische Aspekte. In: Leistungssport 24, Nr. 5, S. 14-19.
- 📖 **TIHANYI, J. / TIHANYI, T. / RACZ, L. (2000):** Activation level of muscle and stretch-shortening characteristics. In: AVELA, J. / KOMI P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 738.
- 📖 **TOKMAKIDIS, S. / SMILIOS, I. (1997):** Unilateral stretching affects the range of motion of the contralateral limb. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science, S. 518-519.
- 📖 **TRAPPE, T. A. / CARRITHERS, J. A. / WHITE, F. / LAMBERT, C. P. / EVANS, W. J. / DENNIS, R. A. (2002):** Titin and nebulin content in human skeletal muscle following eccentric resistance exercise. In: Muscle & nerve. Vol. 25, (2), S. 289-292.
- 📖 **TRIPPEL, M. / GOLLHOFER, A. / STRASS, D. / KYRÖLÄINEN, H. / DIETZ, V. (1992):** Neuromuskuläre Kontrollmechanismen als Funktion variabler Körpergewichtsbelastung. In: BERNETT, P. / JESCHKE, D.: Sport und Medizin. 32 deutscher Sportärztekongress. München, S. 464-466.
- 📖 **TSKHOVREBOVA, L. / TRINICK, J. (2002):** Role of titin in vertebrate striated muscle. In: Philosophical transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological sciences. Vol. 357 (1418), S. 199-206.
- 📖 **VAN INGEN SCHENAU, G. J. / BOBBERT, M. F. / DE HAAN, A. (1997a):** Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 389-415.
- 📖 **VAN INGEN SCHENAU, G. J. / BOBBERT, M. F. / DE HAAN, A. (1997b):** Mechanics and energetics of the stretch-shortening cycle: a stimulating discussion In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 484-496.
- 📖 **VANDERVOORT, A. A. / SALE, D. G. / MOROZ, J. R. (1984):** Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. In: Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology, 56, S. 46-51.
- 📖 **VANDERVOORT, A. A. / SALE, D. G. / MOROZ, J. R. (1987):** Strength-Velocity relationship and fatiguability of unilateral versus bilateral arm extension. In: Eur. J. Applied Physiol. 56, S. 201-205.
- 📖 **VANRENTERGHEM, J. / DE CLERQ, D. (1997):** Jumping George: a physical model representing human vertical jumping. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science, S. 772-773.
- 📖 **VAN SOEST, A. J. / ROEBROECK, M. E. / BOBBERT, M. E. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1985):** A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. In: Medicine and science in sports and exercise. Vol. 17, Nr. 6, S. 635-639.
- 📖 **VELOSO, A. / ABRANTES, J. (2000):** Estimation of power transfer by biarticular leg extensors on the acceleration phase of sprint running. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 775.
- 📖 **VINT, F. P. / HINRICHS, N. R. (1996):** Differences between one-foot and two-foot vertical jump performances. In: Journal of applied biomechanics, 12, S. 338-358.
- 📖 **VIITASALO, J. T. / AURA, O. / HÄKKINEN, K. / KOMI, P. V. / NIKULA, J. (1981):** Untersuchung von Trainingswirkungen auf die Krafterzeugung und Sprunghöhe. In: Leistungssport Nr. 4, S. 278-281.

- 📖 **VIITASALO, J. T. / SALO, A. / LAHTINEN, J. (1998):** Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. In: Eur. J. Applied Physiol. 78, S. 432-440.
- 📖 **VOIGT, M. / CHELLI, F. / FRIGO, C. (1998):** Changes in the excitability of soleus muscle short latency stretch reflexes during human hopping after 4 weeks –of hopping training. In: Eur. J. Applied Physiol. 78, S. 522-532.
- 📖 **VOSS, G. / KRAUSE, T. (1991):** Zu den Beziehungen zwischen elementaren Bewegungsprogrammen als einem Ausdruck der Schnelligkeit und grundlegenden neuromuskulären Voraussetzungen. In: Leistungssport 1, S. 24-28.
- 📖 **VOSS, G. / WITT, M. (1998):** Bewegungsgesteuerte neuromuskuläre Stimulation – BNS. In: Leistungssport 1, S. 43-47, 1998
- 📖 **WALSH, M. / BRÜGGEMANN, G. -P. (2000):** The effect of fatigue on calf muscle electromyography parameters during a stretch shorten cycle exercise. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (Eds.): 5th Annual Congress of the European College of Sport Science, Proceedings. Jyväskylä, S. 765.
- 📖 **WALSHE, A. D. / WILSON, G. J. (1997):** The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. In: Can. J. of appl. Physiol. Champaign (Ill.). Vol. 22, Nr. 2, S. 117-132.
- 📖 **WANK, V. / FRICK, U. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1998):** Vergleichende Betrachtung der Bewegungsmuster beim Laufen auf dem Laufband und auf der Bahn. In: Leistungssport 1, S. 48-53.
- 📖 **WATERMAN-STORER, C. M. (1991):** The cytoskeleton of skeletal muscle: is it affected by exercise? A brief review. In: Med. & Sci. in Sports & Exerc. Madison (Wisc.), 23, 11, S. 1240-1249.
- 📖 **WERSCHOSHANSKIJ, J. V. (1972):** Grundlagen des speziellen Krafttrainings. In: ADAM, K. / WERSCHOSHANSKIJ, J. V.: Modernes Krafttraining im Sport. Berlin, S. 37-148.
- 📖 **WERCHOSCHANSKIJ, J. (1988):** Effektiv trainieren. Sportverlag Berlin.
- 📖 **WIEMANN, K. (1989):** Die ischiocruralen Muskeln beim Sprint. In: Die Lehre der Leichtathletik Nr. 27, Vol. 28, S. 783-817.
- 📖 **WIEMANN, K. (1995):** MVC – Quotienten im Hüftbereich und Sprint. In: KRUG, J. / MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. 1. Gemeinsames Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft in Leipzig. Academia Verlag, S. 263-267.
- 📖 **WIEMANN, K. / TIDOW, G. (1994):** Die Adduktoren beim Sprint – bisher vernachlässigt? In: die Lehre der Leichtathletik 33, 7, S. 15-18 und 8, S. 15-18.
- 📖 **WIEMANN, K. / KLEE, A. (2000):** Die Bedeutung von Dehnen und Stretching in der Aufwärmphase vor Höchstleistungen. In: Leistungssport 30, 4, S. 5-9.
- 📖 **WILLIMCZIK, K. (1977):** Einführung in die Fehlerrechnung. In: WILLIMCZIK, K. (Hrsg.): Grundkurs Datenerhebung 1. Limpert Verlag, S. 187-202.
- 📖 **WILLIMCZIK, K. (1989):** Biomechanische Forschungsmethodik. In: WILLIMCZIK, K. (Hrsg.): Biomechanik der Sportarten. Rowohlt Verlag, S. 25-56.
- 📖 **WILLIMCZIK, K. (1999):** Statistik im Sport. Band 1, Czwalina Verlag Hamburg.
- 📖 **WILSON, G. J. / MURPHY, A. J. / PRYOR, J. F. (1994):** Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. In: J. of appl. Physiol. Bethesda (Maryld.). Vol. 76, Nr. 6, S. 2714-2719.

- 📖 **WINTER, D. A. (1997):** Some comments on performance enhancement and efficiency in the stretch-shortening cycle. In: Journal of applied biomechanics. Vol. 13, Nr. 4, S. 474-476.
- 📖 **WITT, M. / KNOLL, K. (1995):** Untersuchungen zur Optimierung der Absprungbewegungen in der Sprungreihe „Rondat-Flick-Flack-Doppelsalto“. In: KRUG, J. / MINOW, H.-J. (Hrsg.): Sportliche Leistung und Training. 1. Gemeinsames Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft in Leipzig. Academia Verlag, S. 129-134.
- 📖 **WITT, M. / KNAUF, M. / HILDEBRAND, F. (1993):** Die Koordination der Beinmuskeln beim Gehen. In: GUTEWORT, W. / SCHMALZ, T. / WEISS, T. (Hrsg.): Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegungen. 1. Symposium der dvs-Sektionen Biomechanik in Oberhof/Thüringen. Academia Verlag, S. 168-175.
- 📖 **WITTEKOPF, G. / BAUERSFELD, M. / BEHREND, R. / KROPPE, P. (1991):** Zur Trainierbarkeit neuromuskulärer Innervationscharakteristika der Schnelligkeitsmotorik. In: Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge. Vol. 32, Nr. 2, S. 206-215.
- 📖 **YAMADA, H. (1970):** Strength tests of biological materials. In: EVANS F. G.: Strength of biological materials, Baltimore, Williams and Wilkins Verlag, S. 2-11, 16-17, 98-105.
- 📖 **YOUNG, W. B. / WILSON, G. J. / BYRNE, C. (1999):** A comparison of drop jump training methods: effects on leg extensor strength qualities and jumping performance. International journal of sports medicine. Vol. 20, Nr. 5, S. 295-303.
- 📖 **ZANON, S. (1974):** Plyometrie für die Sprünge. In: Leichtathletik 25, Nr. 16, S. 549-552.
- 📖 **ZANON, S. (1989):** Plyometrie: Vergangenheit und Zukunft. In: Leichtathletik 38, Nr. 33-34, S. 1211-1216.
- 📖 **ZATSIORSKY, V. M. (1997):** The review is nice. I disagree with it. In: Journal of applied biomechanics, Vol. 13, Nr. 4, S. 479-483.
- 📖 **ZIMMERMANN, E. (1989):** Funktionelle Anatomie. Verlag Karl Hofmann.
- 📖 **ZIPP, P. (1989):** Leitfaden für die Oberflächen-Myographie: ausgewählte Beispiele. In: DAUGS, R. / LEIST, K.-H. / ULMER, H.-V. (Hrsg.): Motorikforschung aktuell: DVS Protokolle, Nr. 35 Clausthal-Zellerfeld, S. 68-73.
- 📖 **ZSCHORLICH, V. (1987):** Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsforschung. Verlag Ingrid Czwalina.
- 📖 **ZURITA, C. / LOPEZ, D. / TARRAGO, A. / SEVILLANO, L. / BALAGUE, N. (1997):** Correlation between explosive strength tests. In: Abstract book of the second Annual Congress of the European College of Sport Science, S. 834-835.

11. ANHANG

Ergänzende Ergebnistabellen und Abbildungen

Tab. 4A-1: Die Dauer der Vorinnervationsphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)

20cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,050	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,002	p = 0,000	p = 0,054
TA			p = 0,000	p = 0,028	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
30cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
40cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,002	p = 0,000	p = 0,001	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
50cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,030	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
60cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000

Tab. 4A-2: Die signifikanten Unterschiede der Zeitpunkte der EMG–Aktivitätsmaxima während der Bodenkontaktphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)

20cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	n.s.	p = 0,065	p = 0,000	n.s.	p = 0,004
SOL		p = 0,009	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,001	p = 0,007	p = 0,002
VM				p = 0,021	n.s.
BF					n.s.
30cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	n.s.	n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
SOL		p = 0,008	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
40cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,040	p = 0,044	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
SOL		p = 0,001	p = 0,000	p = 0,060	p = 0,000
TA			p = 0,000	p = 0,033	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
50cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
SOL		n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,002	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
60cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
SOL		n.s.	p = 0,000	p = 0,025	p = 0,000
TA			p = 0,003	n.s.	p = 0,002
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000

Tab. 4A-3: Die signifikanten Unterschiede der Zeitpunkte der EMG-Maxima während der Vorinnervationsphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)

20cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,018	p = 0,000	p = 0,050
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
30cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	p = 0,001	p = 0,000
SOL		p = 0,000	n.s.	p = 0,000	p = 0,030
TA			p = 0,000	p = 0,022	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
40cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,020	p = 0,000	p = 0,020	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,005	p = 0,000	p = 0,002
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
50cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,001	p = 0,000	p = 0,001
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
60cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	p = 0,053	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,002	p = 0,000	p = 0,010
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000

Tab. 4A-4: Die signifikanten Unterschiede der EMG-Maxima während der Vorinnervationsphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)

20cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,001
TA			p = 0,000	p = 0,092	p = 0,000
VM				p = 0,008	n.s.
BF					p = 0,048
30cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
40cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
50cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
60cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		n.s.	p = 0,000	n.s.	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000

Tab. 4A-5: Die signifikanten Unterschiede der EMG-Maxima während der Bodenkontaktphase (ein Vergleich zwischen den erfassten Muskeln)

20cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	n.s.	p = 0,000	p = 0,001	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,001	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	p = 0,063
BF					p = 0,000
30cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	n.s.	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	p = 0,007
BF					p = 0,000
40cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	n.s.	p = 0,000	p = 0,002	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,001	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	p = 0,006
BF					p = 0,000
50cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	n.s.	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	p = 0,012
BF					p = 0,000
60cm BB	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	n.s.	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	p = 0,012
BF					p = 0,000

Tab. 4A-6: Relative Gesamtaktivität: signifikante Unterschiede zwischen den erfassten Muskeln

20cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	n.s.	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					n.s.
30cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	p = 0,072
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	p = 0,002	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
40cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	p = 0,010	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
50cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	n.s.
SOL		p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	p = 0,022	p = 0,000
VM				p = 0,000	n.s.
BF					p = 0,000
60cm	SOL	TA	VM	BF	RF
GA	p = 0,000	p = 0,000	n.s.	p = 0,000	p = 0,015
SOL		p = 0,000	p = 0,001	p = 0,000	p = 0,000
TA			p = 0,000	p = 0,037	p = 0,000
VM				p = 0,000	p = 0,063
BF					p = 0,000

Tab. 5A-1: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable. Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) werden die drei funktionellen Phasen einbezogen.

Kriterium	L_{index}			Kriterium	L_{index}		
	R	R ²	Änderung in R ²		R	R ²	Änderung in R ²
Prädiktoren				Prädiktoren			
GAVOR	0,418	0,175	0,175	SOLVOR	0,164	0,027	0,027
GAVOR, GALAT	0,739	0,546	0,371	SOLVOR, SOLLAT	0,622	0,387	0,360
GAVOR, GALAT, GARIA	0,780	0,608	0,062	SOLVOR, SOLLAT, SOLRIA	0,757	0,572	0,185
Kriterium	L_{index}			Kriterium	L_{index}		
	R	R ²	Änderung in R ²		R	R ²	Änderung in R ²
Prädiktoren				Prädiktoren			
VMVOR	0,445	0,198	0,198	RFLAT	0,640	0,409	0,409
VMVOR, VMLAT	0,638	0,407	0,209	RFLAT, RFRIA	0,715	0,511	0,101
VMVOR, VMLAT, VMRIA	0,686	0,471	0,064	RFVOR, RFLAT, RFRIA	Wird keine Linearität angenommen		
Kriterium	L_{index}			Kriterium	L_{index}		
	R	R ²	Änderung in R ²		R	R ²	Änderung in R ²
Prädiktoren				Prädiktoren			
TAVOR	0,235	0,055	0,055	BFVOR	0,411	0,169	0,169
TAVOR, TARIA	0,361	0,131	0,075	BFVOR, BFRIA	0,735	0,540	0,371
				BFVOR, BFLAT, BFRIA	Wird keine Linearität angenommen		

Erläuterungen:

1. Prädiktor: VOR
2. Prädiktor: VOR, LAT
3. Prädiktor: VOR, LAT und RIA

Tab. 5A-2: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable. Als unabhängige Variable (Prädiktor) ist die funktionelle Phase SEA (bei TA noch die LAT) einbezogen.

Kriterium	L_{index}			Kriterium	L_{index}		
	R	R ²	Korrigiertes R ²		R	R ²	Korrigiertes R ²
Prädiktoren				Prädiktoren			
GASEA	-0,759	0,577	0,575	VMSEA	-0,646	0,418	0,415
Kriterium	L_{index}			Kriterium	L_{index}		
	R	R ²	Korrigiertes R ²		R	R ²	Korrigiertes R ²
Prädiktoren				Prädiktoren			
SOLSEA	-0,729	0,531	0,529	RFSEA	-0,637	0,406	0,403
Kriterium	L_{index}			Kriterium	L_{index}		
	R	R ²	Korrigiertes R ²		R	R ²	Korrigiertes R ²
Prädiktoren				Prädiktoren			
TALAT	-0,241	0,058	0,054	BFSEA	-0,719	0,517	0,514
TALAT, TASEA	-0,353	0,125	0,116				

Tab. 5A-3: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Winkelamplituden für jede Fallhöhe einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.

Kriterium	L_{index} 20cm		Kriterium	L_{index} 20cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-flex	-0,575	0,331	KNIE-flex	-0,621	0,386
Kriterium	L_{index} 30cm		Kriterium	L_{index} 30cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-flex	-0,581	0,337	KNIE-flex	-0,706	0,498
Kriterium	L_{index} 40cm		Kriterium	L_{index} 40cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-flex	-0,590	0,349	KNIE-flex	-0,553	0,305
Kriterium	L_{index} 50cm		Kriterium	L_{index} 50cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-flex	-0,571	0,326	KNIE-flex	-0,667	0,445
Kriterium	L_{index} 60cm		Kriterium	L_{index} 60cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-flex	-0,332	0,110	KNIE-flex	-0,588	0,346

Erläuterungen:

KNIE-flex = Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Amortisationsphase, OSG-flex = Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase.

Tab. 5A-4: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die mittlere Winkelgeschwindigkeiten einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.

Kriterium	L_{index} 20cm		Kriterium	L_{index} 20cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-mext	0,649	0,421	KNIE-mext	0,516	0,266
Kriterium	L_{index} 30cm		Kriterium	L_{index} 30cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-mext	0,602	0,362	KNIE-mext	0,516	0,267
Kriterium	L_{index} 40cm		Kriterium	L_{index} 40cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-mext	0,621	0,386	KNIE-mext	0,527	0,278
Kriterium	L_{index} 50cm		Kriterium	L_{index} 50cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-mext	0,630	0,397	KNIE-mext	0,463	0,214
Kriterium	L_{index} 60cm		Kriterium	L_{index} 60cm	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
OSG-mext	0,546	0,298	KNIE-mext	0,414	0,172

Erläuterungen:

KNIE-mext = mittlere Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenkes während der Abdruckphase, OSG-mext = mittlere Winkelgeschwindigkeit des Sprunggelenkes während der Abdruckphase.

Tab. 5A-5: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Kraftparameter einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.

Kriterium	$L_{index\ 20cm}$		Kriterium	$L_{index\ 20cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{max}	0,748	0,560	F_{maxrel}	0,907	0,823
Kriterium	$L_{index\ 30cm}$		Kriterium	$L_{index\ 30cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{max}	0,736	0,542	F_{maxrel}	0,904	0,818
Kriterium	$L_{index\ 40cm}$		Kriterium	$L_{index\ 40cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{max}	0,628	0,394	F_{maxrel}	0,838	0,702
Kriterium	$L_{index\ 50cm}$		Kriterium	$L_{index\ 50cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{max}	0,588	0,346	F_{maxrel}	0,855	0,730
Kriterium	$L_{index\ 60cm}$		Kriterium	$L_{index\ 60cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{max}	0,587	0,344	F_{maxrel}	0,812	0,660

Erläuterungen:

F_{max} = maximale Bodenreaktionskraft, F_{maxrel} = am Körpergewicht relativierte maximale Bodenreaktionskraft.

Tab. 5A-6: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Kraftparameter einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.

Kriterium	$L_{index\ 20cm}$		Kriterium	$L_{index\ 20cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{mittel}	0,677	0,458	$F_{mittelrel}$	0,967	0,935
Kriterium	$L_{index\ 30cm}$		Kriterium	$L_{index\ 30cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{mittel}	0,654	0,427	$F_{mittelrel}$	0,969	0,940
Kriterium	$L_{index\ 40cm}$		Kriterium	$L_{index\ 40cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{mittel}	0,626	0,392	$F_{mittelrel}$	0,945	0,894
Kriterium	$L_{index\ 50cm}$		Kriterium	$L_{index\ 50cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{mittel}	0,677	0,459	$F_{mittelrel}$	0,954	0,910
Kriterium	$L_{index\ 60cm}$		Kriterium	$L_{index\ 60cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
F_{mittel}	0,692	0,479	$F_{mittelrel}$	0,928	0,862

Erläuterungen:

F_{mittel} = mittlere Bodenreaktionskraft, $F_{mittelrel}$ = am Körpergewicht relativierte mittlere Bodenreaktionskraft

Tab. 5A-7: Multiple Abhängigkeit des Leistungsindex (L_{index}) als abhängige Variable (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die Absprunggeschwindigkeit (V_v) und die mechanische Leistung (P) einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.

Kriterium	$L_{index\ 20cm}$		Kriterium	$L_{index\ 20cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
P	0,931	0,868	V_v	0,512	0,262
Kriterium	$L_{index\ 30cm}$		Kriterium	$L_{index\ 30cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
P	0,939	0,882	V_v	0,476	0,227
Kriterium	$L_{index\ 40cm}$		Kriterium	$L_{index\ 40cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
P	0,916	0,839	V_v	0,631	0,398
Kriterium	$L_{index\ 50cm}$		Kriterium	$L_{index\ 50cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
P	0,835	0,698	V_v	0,658	0,433
Kriterium	$L_{index\ 60cm}$		Kriterium	$L_{index\ 60cm}$	
Prädiktoren	R	R ²	Prädiktoren	R	R ²
P	0,829	0,688	V_v	0,598	0,357

Erläuterungen:

V_v = Absprunggeschwindigkeit, P = mechanische Leistung

Tab. 5A-8: Multiple Abhängigkeit der Winkelamplituden als abhängige Variablen (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die vier funktionellen Phasen einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.

GA	VOR-LAT-RIA			SEA		VM	VOR-LAT-RIA			SEA	
	R	R ²	Phase	R	R ²		R	R ²	Phase	R	R ²
20cm	-0,557	0,310	VOR-LAT	0,567	0,322	20cm	-0,696	0,484	VOR	0,541	0,293
30cm	-0,558	0,311	VOR-LAT	0,622	0,387	30cm	-0,606	0,367	VOR	0,511	0,261
40cm	-0,360	0,129	VOR	0,527	0,278	40cm	-0,503	0,253	VOR	0,319	0,102
50cm	-0,573	0,328	LAT	0,574	0,329	50cm	-0,405	0,164	VOR	0,427	0,183
60cm	-0,491	0,241	LAT	0,539	0,291	60cm	-0,347	0,120	LAT	0,441	0,194
SOL	VOR-LAT-RIA			SEA		RF	VOR-LAT-RIA			SEA	
	R	R ²	Phase	R	R ²		R	R ²	Phase	R	R ²
20cm	-0,680	0,462	VOR-LAT	0,593	0,352	20cm	-0,587	0,344	LAT	0,397	0,157
30cm	-0,688	0,474	VOR-LAT	0,653	0,426	30cm	-0,550	0,303	VOR-LAT	0,487	0,237
40cm	-0,532	0,283	LAT	0,523	0,273	40cm	-0,479	0,229	LAT	0,445	0,198
50cm	-0,574	0,329	LAT-RIA	0,542	0,294	50cm	-0,425	0,181	LAT	0,347	0,121
60cm	-0,560	0,313	LAT	0,558	0,311	60cm	-0,532	0,283	LAT	0,476	0,227
KNIE-flex											
GA	VOR-LAT-RIA			SEA		SOL	VOR-LAT-RIA			SEA	
	R	R ²	Phase	R	R ²		R	R ²	Phase	R	R ²
20cm	-0,405	0,164	VOR	0,390	0,152	20cm	-0,598	0,357	VOR-LAT	0,443	0,197
30cm	-0,414	0,171	LAT	0,395	0,156	30cm	-0,497	0,247	VOR-LAT	0,458	0,210
40cm	-0,449	0,202	LAT	0,478	0,229	40cm	-0,474	0,224	LAT	0,453	0,206
50cm	-0,481	0,232	LAT	0,346	0,120	50cm	-0,451	0,203	RIA	Keine Linearität	
60cm			Keine Linearität			60cm	-0,493	0,243	VOR		
OSG-flex											

Erläuterungen:

KNIE-flex = Winkelamplitude des Kniegelenkes während der Amortisationsphase, OSG-flex = Winkelamplitude des Sprunggelenkes während der Amortisationsphase, Phase = die an dem Block VOR-LAT-RIA beteiligten funktionellen Phasen.

Tab. 5A-9: Multiple Abhängigkeit der Kraftparameter als abhängige Variablen (Kriterium). Als unabhängige Variablen (Prädiktoren) sind die vier funktionellen Phasen einbezogen. In der Tabelle sind alle Fallhöhen getrennt dargestellt.

GA	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,843	0,710	VOR-LAT-RIA	-0,828	0,686
30cm	0,842	0,709	VOR-LAT-RIA	-0,823	0,678
40cm	0,854	0,730	VOR-LAT-RIA	-0,832	0,693
50cm	0,894	0,799	VOR-LAT-RIA	-0,868	0,753
60cm	0,840	0,706	VOR-LAT-RIA	-0,818	0,669
SOL					
SOL	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,836	0,700	VOR-LAT-RIA	-0,798	0,637
30cm	0,840	0,706	VOR-LAT-RIA	-0,818	0,669
40cm	0,843	0,710	VOR-LAT-RIA	-0,838	0,703
50cm	0,885	0,783	LAT-RIA	-0,844	0,712
60cm	0,830	0,689	LAT-RIA	-0,797	0,636
VM					
VM	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,766	0,587	VOR-LAT	-0,689	0,475
30cm	0,738	0,544	VOR-LAT-RIA	-0,705	0,497
40cm	0,749	0,561	VOR-LAT-RIA	-0,685	0,469
50cm	0,768	0,589	VOR-LAT-RIA	-0,742	0,551
60cm	0,759	0,576	LAT-RIA	-0,723	0,523
RF					
RF	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,311	0,097	VOR	-0,695	0,483
30cm	0,660	0,435	LAT-RIA	-0,707	0,500
40cm	0,753	0,568	LAT-RIA	-0,708	0,501
50cm	0,699	0,489	LAT-RIA	-0,657	0,432
60cm	0,708	0,502	LAT-RIA	-0,643	0,413
F_{mittelrel}					

GA	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,665	0,442	VOR	-0,764	0,583
30cm	0,575	0,331	VOR	-0,768	0,590
40cm	0,552	0,305	VOR	-0,771	0,594
50cm	0,424	0,179	VOR	-0,784	0,614
60cm	0,461	0,212	VOR	-0,812	0,660
SOL					
SOL	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,723	0,523	VOR-LAT	-0,734	0,538
30cm	0,740	0,548	VOR-LAT	-0,753	0,567
40cm	0,334	0,112	VOR	-0,744	0,554
50cm	0,657	0,432	LAT	-0,730	0,532
60cm	0,574	0,330	LAT	-0,762	0,581
VM					
VM	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,706	0,499	VOR-LAT	-0,631	0,398
30cm	0,667	0,445	VOR-LAT	-0,642	0,412
40cm	0,726	0,526	VOR-LAT	-0,559	0,312
50cm	0,749	0,561	VOR-LAT	-0,641	0,411
60cm	0,374	0,140	VOR	-0,662	0,439
RF					
RF	VOR-LAT-RIA		Phase	SEA	
	R	R ²		R	R ²
20cm	0,311	0,097	VOR	-0,695	0,483
30cm	0,660	0,435	LAT-RIA	-0,707	0,500
40cm	0,753	0,568	LAT-RIA	-0,708	0,501
50cm	0,699	0,489	LAT-RIA	-0,657	0,432
60cm	0,708	0,502	LAT-RIA	-0,643	0,413
F_{maxrel}					

Erläuterungen:

F_{mittelrel} = am Körpergewicht relativierte mittlere Bodenreaktionskraft, F_{maxrel} = am Körpergewicht relativierte Maximale Bodenreaktionskraft, Phase = die an dem Block VOR-LAT-RIA beteiligten funktionellen Phasen.

Tab. 6A-1: Untersuchungsergebnisse über das BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit

Autor	Titel / Jahr	Anzahl, Geschlecht und Alter der Probanden	Untersuchter Winkel in Grad	BD vorher	BD nachher	Überprüfte Kennwerte
SECHER, N. H. / RUBE, N. / ELMERS, J.	Strength of two- and one-leg extension in man. (1988)	167 Männer und Frauen im Alter von 20 bis 30 Jahre.	90° und 150°	Untrainierte M & F, n = 90: BD = -19%. Untrainierte M, n = 18: BD = -20%. Gewichtheber M, n = 38: BD = -14%. Radfahrer M, n = 8: BD = -24%. Polio Patient F, n = 1: BD = -55%.		Isometrisches Kraftmaximum der Hüft- und Knieextensoren sowie der Schultermuskulatur und der Ellbogenextensoren.
KIBELE, A. / MÜLLER, K.-J. / BÜHRLE, M.	Bilaterale Defizite bei willkürlichen Maximalkontraktionen. (1989b)	18 Frauen und 77 Männer im Alter von 16,3 bis 27,4 Jahre.	Nicht bekannt	<u>Radfahrer weiblich:</u> A-B Kader: -17,6 F _{isomax} 15,7 F _{expl} <u>Juniorinnen:</u> -17,3 F _{isomax} -18,5 F _{expl} <u>Radfahrer männlich:</u> A-B Kader: -13,1 F _{isomax} -7,1 F _{expl} <u>Junioren:</u> -15,5 F _{isomax} -18,6 F _{expl} <u>Skispringer:</u> A-B Kader: -12,7 F _{isomax} -19,8 F _{expl} C-D Kader: -19,0 F _{isomax} -17,2 F _{expl} <u>Radfahrer E-Gruppe:</u> -16,2 F _{isomax} -13,1 F _{expl} <u>Radfahrer K-Gruppe:</u> -17,1 F _{isomax} -6,6 F _{expl} <u>Sportstd. E-Gruppe:</u> -15,6 F _{isomax} -15,2 F _{expl} <u>Sportstd. K-Gruppe:</u> -18,8 F _{isomax} -13,4 F _{expl}	<u>Radfahrer E-G:</u> -16,5 F _{isomax} -0,8 F _{expl} <u>Radfahrer K-G:</u> -16,8 F _{isomax} -10,7 F _{expl} <u>Sportstd. E-G:</u> -12,6 F _{isomax} -21,0 F _{expl} <u>Sportstd. K-G:</u> -15,2 F _{isomax} 6,5 F _{expl}	F _{isomax} F _{expl}

Erläuterungen:

F_{isomax} = isometrische Maximalkraft, F_{expl} = Explosivkraft, E-G = Experimentalgruppe, K-G = Kontrollgruppe, Sportstd. = Sportstudenten

Tab. 6A-2: Untersuchungsergebnisse über das BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit

Autor	Titel / Jahr	Anzahl, Geschlecht und Alter der Probanden	Untersuchter Winkel in Grad	BD vorher	BD nachher	Überprüfte Kennwerte
SCHANTZ, P. G. / MORITANI, T. / KARLSON, E. / JOHANSSON, E. / LUNDH, A.	Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. (1989)	23 Frauen und 40 Männer im Alter von 22 bis 28 Jahren.	90°	BD in % der Sportstudenten (M und F), n = 14: Beinpresse: -10%, Kniestreckung: 4,2%. EMG-Gruppe: (Sportstudenten n = 9): kein BD angegeben BD in %: Untrainierte (M) n = 5: -14,4 Untrainierte (F) n = 5: -11,1 Sportstud. (M) n = 5: -12,1 Sportstud. (F) n = 5: -19,1 Ballett (M) n = 5: -14 Ballett (F) n = 5: -11,8 Volleyballer n = 5: -11,7 Kraftsportler n = 5: -7,8		Isometrisches Kraftmaximum auf die Beinpresse und das Gerät der Kniestreckung (leg extension). IEMG von VL.
KIBELE, A. / MÜLLER, K.-J.	Neuromuskuläre Aktivierung der Beinstreckmuskulatur. (1989)	9 Frauen im Alter von 16,9 Jahren.	70°	-15,5 F _{isomax} -15,4 F _{expl}		F _{isomax} . F _{expl} . IEMG von SOL, GA, VM und GM sowie die max Amplitude des gefilterten EMG und die absolute Anstiegsteilheit des gefilterten EMG.
ROY, M.-A. / SYLVESTRE, M. / KATCH, F. I. / KATCH, V. L. / LA-GASSE, P. P.	Proprioceptive facilitation of muscle tension during unilateral and bilateral knee extension. (1990)	42 Männer im Alter von 21,1 Jahren.	90° bis 180° (konzentrisch)	Einbeiniger Wert: 81,1 Nm. Beidbeiniger Wert: 71,2 Nm. Bei beiden Bedingungen wurden die Kraftwerte des linken Beines registriert.		Maximales Drehmoment.
MÜLLER, K.-J. / KIBELE, A.	Der Einfluss von ein- und beidbeinigen Krafttrainingsmethoden auf das bilaterale Defizit von Maximal- und Schnellkraftfähigkeiten. (1992)	48 Sportstudenten als Experimentalsgruppe und 10 Sportstudentinnen als Kontrollgruppe.	70° und 90°	Bilaterales Training: -16,2 F _{isomax} Unilaterales Training: -8,8 F _{expl}	Bilaterales Training: -12,3 F _{isomax} Unilaterales Training: -17,1 F _{expl}	F _{isomax} . F _{expl} . IEMG von VL und RF. Ermittlung der Kniewinkel.
OBENS, T.	Der optimale Absprung: ein- oder beidbeinig? (1993)	Voruntersuchung: 46 Probanden mit 25 Sportstudenten und 21 Sportstudentinnen. Hauptuntersuchung: 47 Probanden geteilt in: 9 H, 5 B, 9 V, 4 T, 11 L und 9 K.	Kniewinkel ca. 110°	<u>Voruntersuchung</u> Gesamtstichprobe BD: 8,5% Sportstudenten BD: 5,8% Sportstudentinnen BD: 12,5% <u>Hauptuntersuchung</u> Gesamtstichprobe BD: 6,0% Handballer BD: 8,4% Volleyballer BD: 4,3% Basketballer BD: 12,2% Turner BD: 4,6% Leichtathleten BD: 2,5% Kontrollgruppe BD: 5,2%		Isometrisches Kraftmaximum auf die Beinpresse beidbeinig und einbeinig links und rechts.

Erläuterungen:

F_{isomax} = isometrische Maximalkraft, F_{expl} = Explosivkraft, GA = m. gastrocnemius, SOL = m. soleus, VM = m. vastus medialis, VL = m. vastus lateralis, RF = m. rectus femoris, GM = m. gluteus maximus, H = Handballer, B = Basketballer, V = Volleyballer, T = Turner, L = Leichtathleten und K = Kontrollgruppe

Tab. 6A-3: Untersuchungsergebnisse über das BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit

<i>Autor</i>	<i>Titel / Jahr</i>	<i>Anzahl, Geschlecht und Alter der Probanden</i>	<i>Untersuchter Winkel in Grad</i>	<i>BD vorher</i>	<i>BD nachher</i>	<i>Überprüfte Kennwerte</i>
ODA, S. / MORITANI, T.	Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. (1994)	11 männliche Probanden.	90°	Beziehung BL / UL der Kraft für den rechten Arm 0,92 und für den linken Arm 0,97. Beziehung BL / UL der IEMG (Dauer 2 sec) für beide Arme 0,94.		Isometrische Maximalkraft beid- und einarmig. EMG von m. biceps brachii.
ODA, S. / MORITANI, T.	Movement-related cortical potentials during handgrip contractions with special reference to force and electromyogram bilateral deficit. (1995)	8 männliche Probanden im Alter von 26,6 Jahren.	Untersuchung der Handgriffbewegung	Das BD des IEMG war für den rechten und den linken Arm jeweils 9,5% und 7,6%. Das BD der Kraft war für den rechten und den linken Arm jeweils 5,2% und 4,5%.		Das Integral der isometrischen Maximalkraft der Handgriffbewegung. Das IEMG des m. flexor digitorum superficialis. EEG (Elektroenzephalogramm) der rechten und linken vorzentralen Rinde (C3 und C4).
HAEKKINEN, K. / PASTINEN, U.-M. / KARSIKAS, R. / LINNAMO, V.	Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. (1995)	11 Männer im Alter von 29 Jahren M 30 Gruppe. 12 Männer im Alter von 49,6 Jahren M 50 Gruppe. 10 Männer im Alter von 67,2 Jahren M 70 Gruppe.	Untersuchung der Knie Streckung. Kniewinkel 107°.	Das BD der isometrischen Maximalkraft betrug: M30 Gruppe: 0,97 M50 Gruppe: 1,06 M70 Gruppe: 1,06 Das BD der Explosivkraft betrug: M30 Gruppe: 0,97 M50 Gruppe: 0,98 M70 Gruppe: 1,11 Das IEMG zeigte keine Unterschiede zwischen den unilateralen und bilateralen Bedingungen.		Die isometrische Maximalkraft und Explosivkraft der Muskeln der Knieextension. Das IEMG des VL, VM und RF.
TANIGUCHI, Y.	Lateral specificity in resistance training: the effect of bilateral and unilateral training. (1997)	49 Männer und 13 Frauen im Alter von 20,7 Jahren.	Untersuchung der Handgriffbewegung. Die Armextension und die Beinextension (Kniewinkel 90°).	Handflexion <u>BL Gruppe:</u> BD: -2,2 <u>UL Gruppe:</u> BD: 2,1 Armextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -7,9 <u>UL Gruppe:</u> BD: -7,2 Beinextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -18,6 <u>UL Gruppe:</u> BD: -6,5	Handflexion <u>BL Gruppe:</u> BD: 1,8 <u>UL Gruppe:</u> BD: 0,9 Armextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -7,8 <u>UL Gruppe:</u> BD: -12,1 Beinextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -9,3 <u>UL Gruppe:</u> BD: -10,4	Die isometrische Maximalkraft der Handgriffbewegung. Die Leistung der Arm- und Beinextension.

Erläuterungen:

VM = m. vastus medialis, VL = m. vastus lateralis RF = m. rectus femoris, BL = bilaterale Gruppe, UL = unilaterale Gruppe, BD = bilaterales Defizit.

Tab. 6A-4: Untersuchungsergebnisse des BD der isometrischen und isokinetischen Maximalkraftfähigkeit

<i>Autoren</i>	<i>Titel / Jahr</i>	<i>Anzahl, Geschlecht und Alter der Probanden</i>	<i>Untersuchter Winkel in Grad</i>	<i>BD vorher</i>	<i>BD nachher</i>	<i>Überprüfte Kennwerte</i>
TANIGUCHI, Y.	Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans. (1998)	32 Männer und 7 Frauen im Alter von 20,5 Jahren.	Die Armextension und die Beinextension (Kniewinkel 90°).	Armextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -5,4 <u>UL Gruppe:</u> BD: -3,7 Beinextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -15,3 <u>UL Gruppe:</u> BD: -8,7 Armextension beim Training der Beinextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -0,5 <u>UL Gruppe:</u> BD: -5,5 Beinextension beim Training der Armextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -11,8 <u>UL Gruppe:</u> BD: -9,0	Armextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -3,6 <u>UL Gruppe:</u> BD: -12,2 Beinextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -9,3 <u>UL Gruppe:</u> BD: -10,5 Armextension beim Training der Beinextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -4,6 <u>UL Gruppe:</u> BD: -10,4 Beinextension beim Training der Armextension <u>BL Gruppe:</u> BD: -12,7 <u>UL Gruppe:</u> BD: -13,2	Die isometrische Maximalkraft der Handgriffbewegung. Die Leistung der Arm- und Beinextension.
JACOBI, J. M. / CAFARELLI, E.	Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. (1998)	20 männliche Probanden im Alter von 27,5 Jahren.	Kniecextension (Kniewinkel 90°).	Kraft: -3,94 dF/dt: -1,94 EMG: -3,40		Die isometrische Maximalkraft. Der maximale Quotient der Kraftsteigerung (dF/dt_{max}). Das EMG des VL und BF. Der durchschnittliche Quotient der Erregung der motorischen Einheiten.
KAWAKAMI, Y. / SALE, D. G. / MAC DOUGALL, J. D. / MOROZ, J. S.	Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. (1998)	6 Männer im Alter von 23 bis 30 Jahren.	Untersuchung der Plantarflexion in zwei Kniewinkelstellungen: 90° und 0° (volle Streckung). Sprunggelenkwinkel: 90°.	Das BD des maximalen Drehmomentes betrug: <u>0° Kniewinkel:</u> 13,9% <u>90° Kniewinkel:</u> 6,6% Das IEMG zeigte nur bei GA und bei der Position 0° signifikante Unterschiede zwischen den unilateralen und bilateralen Kontraktionen (keine Zahlenangabe).		Das maximale Drehmoment der Plantarflexion. Das IEMG von SOL und GA (lateral). Das H-Reflex des SOL.
NAKAGAWA, N. / YOSHITAKE, Y. / KIMURA, Y.	The relationship between bilateral deficit of leg extension strength and knee angle of alpine skiers. (2000)	12 männliche Alpinskifahrer.	45° und 80° Kniewinkel.	Bei 45°: die fortgeschrittenen Skifahrer -14,0% und die mittelmäßigen Skifahrer -10,2. Bei 80°: die fortgeschrittenen Skifahrer 3,6% und die mittelmäßigen Skifahrer -12,9.		Isometrische Maximalkraft beidbeinig und einbeinig.

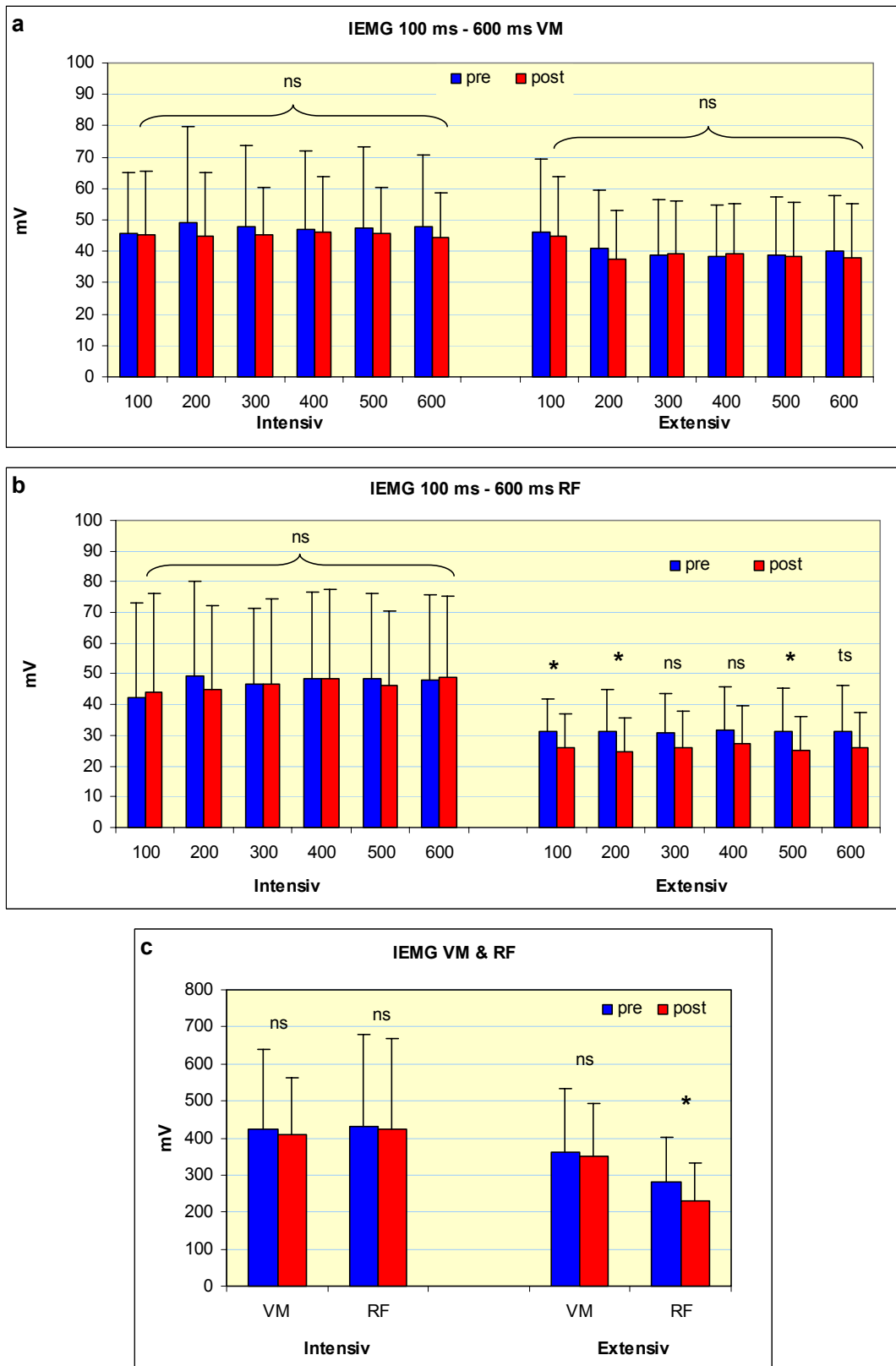


Abb. 7A-1: Mittelwerte und Standardabweichungen des IEMG des VM (a) und RF (b) für die sechs Zeitfenster (jeweils 100 ms) sowie für die gesamte Kontraktionszeit (Kraftbeginn bis zum Kraftmaximum) bei der Erfassung der isometrischen Maximalkraft

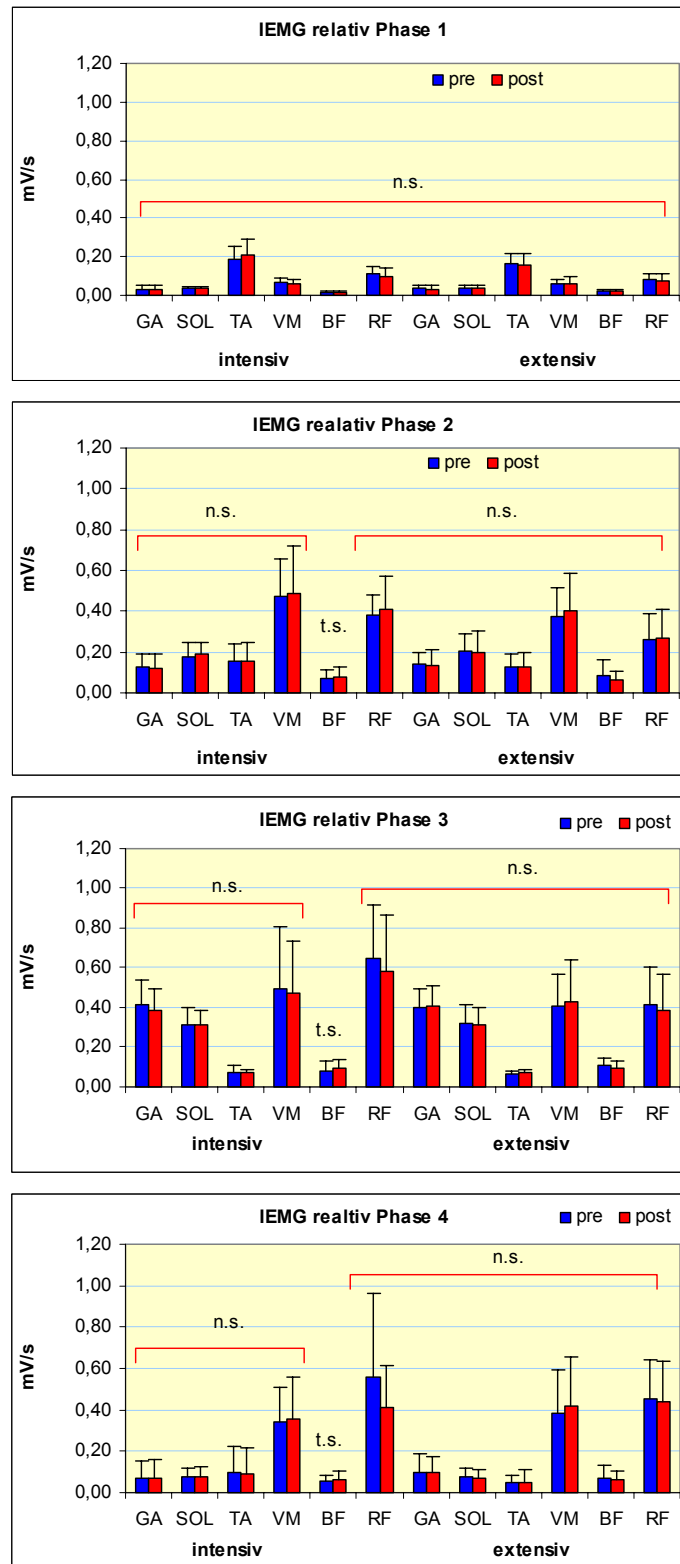


Abb. 7A-2: Mittelwerte und Standardabweichungen der relativen Gesamtaktivität während der vier Zeitphasen beim CMJ

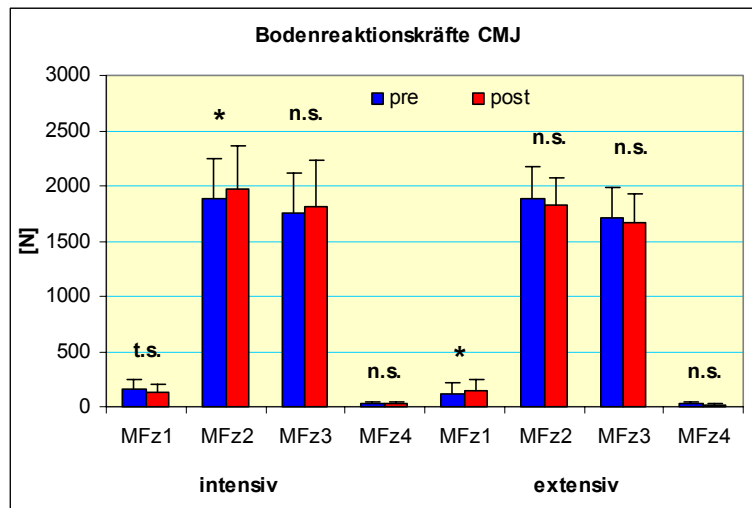


Abb. 7A-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Bodenreaktionskräfte während der vier Zeitphasen beim CMJ

Tab. 7A-1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Bodenkontaktzeiten während der Zeitphasen 1, 2 und 4 beim CMJ

Gruppe	Pre			Post			Differenz	
intensiv	MW	Stabw.	n	MW	Stabw.	n	%	Signifikanz
Tkont	690,06	60,81	16	663,94	73,62	16	-3,79	p = 0,067

Gruppe	Pre			Post			Differenz	
extensiv	MW	Stabw.	n	MW	Stabw.	n	%	Signifikanz
Tkont	649,50	51,29	14	676,86	73,92	14	4,21	n.s.

Gruppe	Pre			Post			Differenz	
intensiv	MW	Stabw.	n	MW	Stabw.	n	%	Signifikanz
Tkont 1	303,19	21,54	16	290,75	37,67	16	-4,10	n.s.
Tkont 2	142,44	23,89	16	134,25	22,09	16	-5,75	p = 0,066
Tkont 4	23,94	3,57	16	22,94	3,28	16	-4,18	n.s.

Gruppe	Pre			Post			Differenz	
extensiv	MW	Stabw.	n	MW	Stabw.	n	%	Signifikanz
Tkont 1	292,79	57,53	14	305,14	54,95	14	4,22	p = 0,070
Tkont 2	124,93	20,32	14	131,21	25,19	14	5,03	n.s.
Tkont 4	25,00	4,22	14	25,43	5,05	14	1,71	n.s.

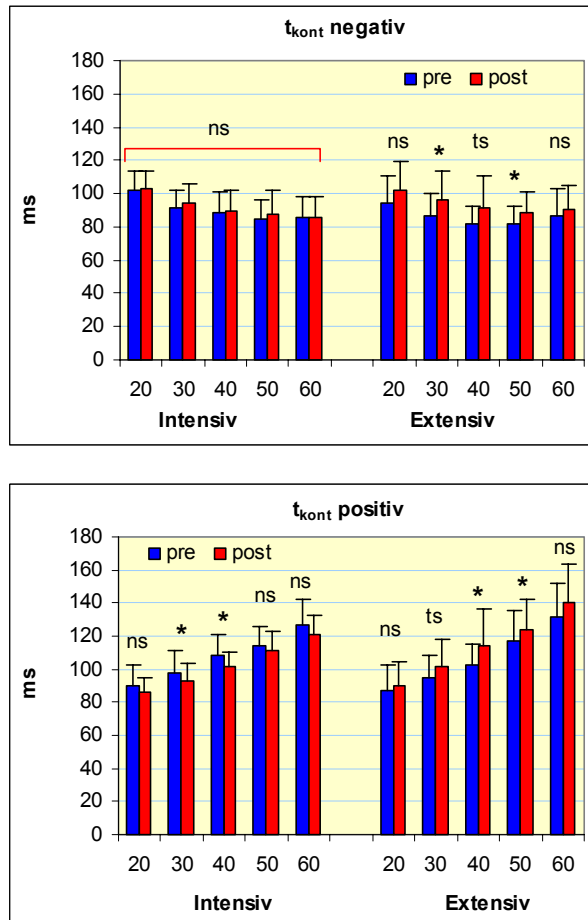


Abb. 7A-4: Mittelwerte und Standardabweichungen der Bodenkontaktzeiten während der exzentrischen (negativ) und konzentrischen Phase (positiv)

LEBENS LAUF

LEBENS LAUF

PERSÖNLICHE ANGABEN

- **Geburtsdatum:** 14 Dezember 1966
- **Geburtsort:** Leonberg
- **Familienstand:** ledig
- **Staatsangehörigkeit:** griechisch

SCHULAUSSBILDUNG

- 1972 - 1978 Grundschole in Aminteon
- 1978 - 1981 Gymnasium in Aminteon
- 1981 - 1984 Lyzeum in Aminteon (Griechenland)

STUDIUM

- 1985 - 1986 Universität Ägäis in Chios (Griechenland)
Studium an Fakultät der Betriebswirtschaftslehre (ohne Abschluss)
- 1986 - 1990 Universität Aristoteles in Serres (Griechenland)
Studium an der Fakultät der Leibeserziehung und Sportwissenschaft
Abschluss: Diplom

BERUFSTÄTIGKEIT

- 09/1993 – heute Leichtathletiktrainer beim MTV Stuttgart 1843 e. V.
- 11/2000 – heute Leiter der Leichtathletikschule beim MTV Stuttgart 1843 e. V.

BERUFLICHE WEITERBILDUNG

- 1997 - 2004 **Promotionsvorhaben im Fachbereich Biomechanik**
Universität Stuttgart Institut für Sportwissenschaft
- 2000 - 2001 **Ausbildung zum „A“ Trainer (Block Wurf) 2000 – 2001**
Deutscher Leichtathletik Verband
- 1998 **Ausbildung zum Übungsleiter „P“ der Fachrichtung allgemeiner Gesundheitssport (1998)**
Landessportverband Baden Württemberg

WEITERE FACHBEZOGENE BERUFSTÄTIGKEITEN

- 1997 – 2000 Tätigkeit als Fitnesstrainer bei Freizeitsporteinrichtungen
- 1998 –1999 Tätigkeit als Stützpunkttrainer beim württembergischen Leichtathletikverband
- 1998 –1999 Mitarbeiter beim Rückenstützpunktzentrum „PentaMed“ in Stuttgart
- 09/1999 - heute Mitarbeiter der Stuttgarter Leichtathletiktalentschule

ERKLÄRUNG

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die der Fakultät für Wirtschafts- und Sozialwissenschaften der Universität Stuttgart vorgelegte Dissertation mit dem Titel:

„Innervationscharakteristik und Trainingsadaptabilität im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus“

selbständig verfasst und dabei keine anderen als die in der Dissertation angegebenen Hilfsmittel verwendet habe und dass Stellen, die dem Wortlauf oder dem Sinne nach anderen Werken entnommen sind, durch Angaben der Quelle als Entlehnungen kenntlich gemacht wurden.

Stuttgart - November 2003

Ioannis Sialis