

# ***BELASTUNGSVARIATION UND FUNKTIONELLE ANPASSUNGEN IM DEHNUNGS- VERKÜRZUNGS- ZYKLUS***

Von der Fakultät für Geschichts-, Sozial- und Wirtschaftswissenschaften der  
Universität Stuttgart zur Erlangung des Würde eines Doktors der Philosophie  
(Dr. phil.) genehmigte Abhandlung.

Vorgelegt von  
Dieter Bubeck  
aus Stuttgart

Hauptberichter: Prof. Dr. Albert Gollhofer  
Mitberichter: Prof. Dr. Gustav Schoder

Tag der mündlichen Prüfung: 03. Dezember 2001

Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart 2002

*Für meine liebe Regine  
und meine Eltern*

## INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis.....	3
Abbildungsverzeichnis .....	6
Tabellenverzeichnis .....	10
Abkürzungsverzeichnis .....	11
Zusammenfassung .....	12
Abstract.....	14
0 Vorwort.....	15
1 Einleitung und zentrale Zielstellung der Arbeit .....	17
2 Forschungsstand und Ableitung der konkreten Fragestellungen .....	20
2.1 Der Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus (DVZ) - allgemeine Aspekte.....	20
2.2 Mechanische Aspekte beim DVZ .....	22
2.3 Neuronale Aktivierungsmechanismen und muskuläre Aspekte beim DVZ und deren Auswirkungen .....	29
2.4 Auswirkungen von Belastungsvariationen beim DVZ .....	39
2.4.1 Literaturanalyse Höhenvariation .....	41
2.4.2 Literaturanalyse Massen- bzw. Gewichtsva-riation .....	45
2.4.3 Literaturanalyse Systemvariation .....	50
2.5 Ableitung der Untersuchungsmethodik und Formulierung der konkreten Fragestellungen....	55
3 Material und Methoden Projekt „Height Variation“.....	58
3.1 Probanden und Probandenauswahl.....	58
3.2 Untersuchungsdesign und Untersuchungsablauf .....	58
3.3 Darstellung der Testverfahren und des Testinstrumentariums .....	60
3.3.1 Schlittensprungsystem (SJS).....	60
3.3.2 Freier Nieder- Hochsprung (Drop Jump).....	70
3.3.3 Sprungsystem übergreifende eingesetzte Messverfahren.....	79
3.3.4 Sprungsystem übergreifende Merkmalstichprobe, Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung des Messinstrumentariums .....	82
3.4 Statistische Auswerteverfahren .....	87
4 Ergebnisse Projekt „Height Variation“ .....	89
4.1 Qualitative Analyse der Belastungsauswirkungen .....	89
4.2 Quantitative Analyse der Belastungsauswirkungen auf die mechanischen Parameter .....	93
4.2.1 Korrigierte Fallhöhe .....	93
4.2.2 Aufprallgeschwindigkeit.....	94
4.2.3 Energie zu Beginn und am Ende des Bodenkontaktes.....	95
4.2.4 Bodenkontaktzeiten.....	99
4.2.5 Brems- und Beschleunigungsleistung.....	101
4.2.6 Maximale Bodenreaktionskräfte.....	104
4.2.7 Maximale Gelenkwinkel und durchschnittliche Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk .....	105

4.3	Analyse der Belastungsauswirkungen auf die neuromuskulären Aktivierungsmuster und das IEMG .....	110
4.3.1	Gesamtanalyse .....	110
4.3.2	Einzelanalysen der Muskelaktivierungsmuster und IEMG - Werte .....	112
4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	121
5	Diskussion Projekt „Height Variation“ .....	122
5.1	Versuchsordnung und Belastungsparameter .....	123
5.2	Auswirkungen der Belastungsvariation beim Drop Jump .....	126
5.3	Auswirkungen der Belastungsvariation beim SJS .....	132
5.4	Auswirkungen der Systemvariation .....	137
6	Material und Methoden Projekt „Weight variation“ .....	142
6.1	Probanden und Probandenauswahl .....	142
6.2	Untersuchungsdesign und Untersuchungsablauf .....	142
6.3	Darstellung der Veränderung der Belastungssituation bei den unterschiedlichen Sprungsystemen .....	143
6.3.1	Belastungsvariation am Schlittensprungsystem (SJS) .....	144
6.3.2	Belastungsvariation beim Drop Jump (DJ) .....	145
6.4	Darstellung der eingesetzten Messverfahren .....	147
6.4.1	Bestimmung der Geschwindigkeit beim DJ .....	147
6.4.2	Wegbestimmung beim DJ .....	149
6.4.3	Gesamtbetrachtung der Messapparatur, des Dateneinzugs und der Datenverarbeitung ... ..	150
7	Ergebnisse Projekt „Weight Variation“ .....	151
7.1	Qualitative Analyse der Belastungsauswirkungen .....	151
7.2	Quantitative Analyse der Belastungsauswirkungen auf die mechanischen Parameter .....	153
7.2.1	Korrigierte Fallhöhe .....	153
7.2.2	Aufprallgeschwindigkeit .....	154
7.2.3	Energie zu Beginn und am Ende des Bodenkontaktes .....	155
7.2.4	Bodenkontaktzeiten .....	158
7.2.5	Brems und Beschleunigungsleistung .....	160
7.2.6	Maximale Bodenreaktionskräfte .....	163
7.2.7	Maximale Gelenkwinkel und durchschnittliche Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk .....	165
7.3	Analyse der Belastungsauswirkungen auf die neuromuskulären Aktivierungsmuster und das IEMG .....	169
7.3.1	Gesamtanalyse .....	169
7.3.2	Einzelanalysen der Muskelaktivierungsmuster und IEMG - Werte .....	172
8	Diskussion Projekt „Weight Variation“ .....	180
8.1	Versuchsordnung und Belastungsparameter .....	181
8.2	Auswirkungen der Belastungsvariationen beim Drop Jump .....	184
8.3	Auswirkungen der Belastungsvariationen beim Sledge Jump System .....	189
8.4	Auswirkungen der Systemvariation .....	195

9	Gesamtbetrachtung der funktionellen Anpassungen an die Belastungsvariationen .....	200
9.1	Funktionelle Anpassungsstrategien an Belastungsvariationen beim Drop Jump .....	200
9.2	Funktionelle Anpassungsstrategien an Belastungsvariationen beim Sledge Jump.....	202
9.3	Funktionelle Anpassungsstrategien an Variationen des Sprungsystems .....	204
9.4	Schlussbetrachtung anhand der konkreten Fragestellungen .....	205
10	Folgerungen für die Trainingspraxis .....	210
11	Ausblick .....	213
	Literaturverzeichnis .....	214

**ABBILDUNGSVERZEICHNIS**

Abb. 2–1: Darstellung der Bewegungsform des Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus. (Nach: KOMI 1984).....	20
Abb. 2–2: Beispiele von Kraft- Geschwindigkeitskurven gemessen beim Hüpfen. (Aus: KOMI 2000).....	22
Abb. 2–3: Längen - Spannungskurve einer Sehne. (Aus: HUIJING 1994). ....	23
Abb. 2–4: Kraft- und Längenänderungskurven einer isolierten Frosch- Muskelfaser während tetanischer Kontraktion. (Aus: EDMAN / TSCHCHIYA 1996 in EDMAN 1997). ....	24
Abb. 2–5: Schematische Darstellung von zwei Querbrücken entsprechend dem Querbrückenmodell von HUXLEY / SIMMONS (1971). (Aus: HERZOG 1997).....	25
Abb. 2–6: Die geleistete Arbeit während der Verkürzung der lateralen M. gastrocnemius Muskel – Sehnen Einheit (▲) und der isolierten aktiven Muskelfasern (●) während der Stützphase als Funktion der Geschwindigkeit. (Aus: ROBERTS et al. 1997). ....	27
Abb. 2–7: Achillessehnenkräfte (ATF) und EMG's von den Mm. soleus, gastrocnemius caput lateralis und medialis bei zwei unterschiedlichen Rotationsgeschwindigkeiten eines Fußpedals (0,44 und 1,2 rad/s). (Aus: NICOL / KOMI 1999).....	32
Abb. 2–8: Dehnungsreflexe des M. triceps surae bestimmt bei 30% MVC tonischer Kontraktion des Muskels und Gelenkwinkeln im Sprunggelenk von -0,36 rad bis 0,21 rad (Aus: WEISS et al. 1986).....	33
Abb. 2–9: Muskelfaserlänge des lateralen M. gastrocnemius von Truthähnen bei 3m/s Laufgeschwindigkeit während der Schwung- und der Bodenkontaktphase. (Aus: ROBERTS et al. (1997).....	36
Abb. 2–10: Graphische Darstellung mechanischer, neurophysiologischer und muskulärer Einflussgrößen des DVZ.....	38
Abb. 2–11: Überblick über die, in der Literatur dargestellten, Möglichkeiten der Belastungsvariation bei Bewegungen im DVZ.....	40
Abb. 2–12: Schematische Darstellung von Versuchsanordnungen zur Variation der Fallhöhe bei Drop Jumps. (Aus: AVELA et al. 1996).....	41
Abb. 2–13: Schema der Versuchsanordnung zur Simulation unterschiedlicher Schwerkraft. (Aus: CAVAGNA et al. (1972).....	45
Abb. 2–14: Ein senkrecht angebrachtes Laufband zur Simulation von Schwerelosigkeit. (Aus: CAVANAGH 1990).....	46
Abb. 2–15: Schematische Darstellung des Systems zur Entlastung des Körpergewichts der Probanden bei Drop Jumps. (Aus: GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991). ....	46
Abb. 2–16: Gewichtsentlastungssystem und Sprungplattform. (Aus: JACKSON / NEWMAN (2000). .	47
Abb. 2–17: Schematische Darstellung des Lifting Block System. (Aus: AVELA et al (1994).....	47
Abb. 2–18: Schlittensystem der Arbeitsgruppe von KOMI. (Aus: KYRÖLÄINEN et al. 1989) .....	51
Abb. 2–19: Pendelsystem zum Training im DVZ. (Aus: ZATSIORSKY 1996) .....	52
Abb. 2–20: Pendelsystem von WALSH / BRÜGGEMANN (2000). ....	52
Abb. 2–21: Darstellung des Untersuchungsdesigns .....	55
Abb. 3–1: Schlittensprungsystem der Fa. Phoenix mit Messapparatur .....	60
Abb. 3–2: Positionierung der Versuchsperson auf dem Schlittensprungsystem.....	61
Abb. 3–3: Einstellung der Belastungsvariation am SLS über die Auszugamplitude gegenüber der Neutralposition.....	61
Abb. 3–4: Spannungskurven des Getriebepotentiometers am SJS bei Fallhöhen von 0,1 – 0,7 m .....	62

Abb. 3–5: Bestimmung des Umkehrpunktes, der Brems- und Beschleunigungsphase sowie der Schlittengeschwindigkeit beim SJS .....	62
Abb. 3–6: Berechnung der Energie am Schlittensprungsystem zu den Zeitpunkten Bewegungsbeginn, erster Bodenkontakt, Bewegungsumkehr und letzter Bodenkontakt .....	67
Abb. 3–7: Versuchsanordnung beim Drop Jump und Variation der Belastung durch die Sprunghöhenveränderung .....	71
Abb. 3–8: Berechnung der korrigierten Fallhöhe bei Überhöhungen anhand der Flugzeit beim Drop Jump (nach BÄURLE / BUBECK. 1999) .....	73
Abb. 3–9: Methode zur Bestimmung des Umkehrpunktes und der Geschwindigkeit beim Drop Jump	77
Abb. 3–10: Anbringung der Goniometer und Bezeichnung der Bewegungsrichtungen .....	79
Abb. 3–11: Darstellung der Ableitstellen der Oberflächenelektromyographie .....	80
Abb. 3–12: Anbringung der Goniometer und der Elektroden .....	80
Abb. 3–13: Schema der Geräteverschaltung zur Datenerfassung und -speicherung .....	81
Abb. 3–14: Dateneinzugsanlage im Labor .....	82
Abb. 3–15: Die Ermittlung der funktionellen EMG - Phasen.....	85
Abb. 3–16: Geschlechtsspezifische Auswertung der Maximalkraftwerte während der Bodenkontaktphase beim Schlittensprungsystem und beim Drop Jump .....	87
Abb. 4–1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen bei SJS20 und SJS60 .....	90
Abb. 4–2: Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen bei DJ20 und DJ60.....	91
Abb. 4–3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen bei SJS40 und DJ40.....	92
Abb. 4–4: Korrektur der Fallhöhengruppen, Mittelwerte, Standardabweichungen und systeminterne signifikante Unterschiede zwischen den Werten der einzelnen Fallhöhengruppen .....	93
Abb. 4–5: Aufprallgeschwindigkeiten beim DJ und SJS bei den verschiedenen korrigierten Fallhöhen .....	94
Abb. 4–6: Energie zum Zeitpunkt des ersten (a) und letzten (b)) Bodenkontaktes in Abhängigkeit von den korrigierten Fallhöhen .....	96
Abb. 4–7: Bedingungsnormalisierte Beträge der beim Aufprall einwirkenden Energie .....	96
Abb. 4–8: Bedingungsnormalisierte Beträge der Energie beim letzten Bodenkontakt.....	97
Abb. 4–9: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS.....	98
Abb. 4–10: Dauer der gesamten Bodenkontaktphase beim DJ und SJS.....	99
Abb. 4–11: Bedingungsnormalisierte Werte der Brems-, Beschleunigungs- und gesamten Bodenkontaktzeiten beim DJ und SJS .....	100
Abb. 4–12: Brems- und Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS .....	102
Abb. 4–13: Bedingungsnormalisierte Werte der a) Brems- und b) Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS .....	102
Abb. 4–14: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Brems- und Beschleunigungsleistung innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS.....	103
Abb. 4–15: Maximale Bodenreaktionskräfte in z- Richtung a) Absolutwerte und b) bedingungsnormalisierte Werte .....	104
Abb. 4–16: a) Zeitnormalisierter Kraftanstieg in der Phase 0 - 30 ms nach dem Aufprall und b) zeitnormalisierter Kraftstoß während der negativ dynamischen Phase .....	105
Abb. 4–17: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk beim DJ und SJS.....	106

Abb. 4–18: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Flexionswinkel im Kniegelenk beim DJ und SJS. ....	107
Abb. 4–19: Bedingungsnormalisierte Werte der maximalen a) Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk und b) Flexionswinkel im Kniegelenk. ....	108
Abb. 4–20: Mittlere Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk während der Bremsphase .....	108
Abb. 4–21: Bedingungsnormalisierte Werte der mittleren Winkelgeschwindigkeiten am Sprung- und Kniegelenk während der negativ dynamischen Phase beim DJ und SJS.....	109
Abb. 4–22: IEMG - Werte des a) M. gastrocnemius und b) M. vastus medialis während der PRE, RIA und LER Phasen.....	112
Abb. 4–23: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. soleus und Kraftkurven des Probanden T.S.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. soleus der Gesamtgruppe .....	114
Abb. 4–24: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. gastrocnemius und Kraftkurven des Probanden R.H.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. gastrocnemius der Gesamtgruppe .....	116
Abb. 4–25: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. vastus medialis und Kraftkurven des Probanden A.M.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. vastus medialis der Gesamtgruppe.....	118
Abb. 4–26: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. rectus femoris und Kraftkurven des Probanden A.M.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. rectus femoris der Gesamtgruppe.....	120
Abb. 5–1: Gemittelte (über alle Probanden) Kraft-, Kniegelenkwinkel und EMG Kurven des M. vastus lateralis (VL), M. vastus medialis (VM), M. soleus (SO) und M. gastrocnemius (GA) während Sprüngen auf dem Schlittensystem. (Aus: KYRÖLAINEN et al. 1990).....	135
Abb. 5–2: Gemittelte Kurven der Muskelaktivität (EMG) und der Länge des M. gastrocnemius und des M. vastus medialis bei Pendelsprüngen mit Hüftgelenksbeugungen von 90°, 135° und 180°. (Aus: RODACKI / FOWLER 2001). ....	137
Abb. 5–3: Gemittelte Kurven der Muskelaktivität (EMG) und der Länge des M. rectus femoris bei Pendelsprüngen mit Hüftgelenksbeugungen von 90°, 135° und 180°. (Aus: RODACKI / FOWLER 2001). ....	141
Abb. 6–1: Schematische Darstellung der Variation der Gewichtsbelastung beim SJS.....	144
Abb. 6–2: Darstellung der verwendeten Gewichtswesten .....	145
Abb. 6–3: Darstellung eines Drop Jumps mit Überlast (BW +30%) beim Bodenkontakt .....	145
Abb. 6–4: Gurtsystem und Expanderfedern zur Realisierung der Entlastungsbedingungen .....	146
Abb. 6–5: Versuchsanordnung Drop Jump mit Körpergewichtsentlastung. ....	146
Abb. 6–6: Schematische Darstellung der Variation der Gewichtsbelastung beim DJ .....	147
Abb. 6–7: Darstellung der Ultraschall- Geschwindigkeitsmessanlage und des Befestigungsgurtes ..	148
Abb. 6–8: Anbringung des Ultraschallsensors an den Probanden.....	148
Abb. 6–9: Geschwindigkeitskurven des Ultraschallsensors beim DJ und den unterschiedlichen Belastungsbedingungen .....	148
Abb. 6–10: Durch Integration des Geschwindigkeitssignals erhaltene Wegkurven beim DJ.....	149
Abb. 7–1: Graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen beim DJ mit 30%iger Körpergewichtsent- bzw. Zusatzbelastung .....	151
Abb. 7–2: Graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen beim SJS mit 30%iger Körpergewichtsent- bzw. Zusatzbelastung .....	152
Abb. 7–3: Scatterplot, Mittelwerte und Standardabweichungen der bei beiden Sprungsystemen und unter der jeweiligen Belastungsbedingung beobachteten korrigierten Fallhöhen.....	153



Abb. 7–4: Aufprallgeschwindigkeiten beim DJ und SJS bei den unterschiedlichen Versuchsbedingungen .....	155
Abb. 7–5: Mechanische Energie zum Zeitpunkt des ersten (a)) und letzten (b)) Bodenkontaktes in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung .....	156
Abb. 7–6: Bedingungsnormalisierte Werte der Energie zum Zeitpunkt des ersten (a)) und letzten (b)) Bodenkontaktes .....	157
Abb. 7–7: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS. ....	158
Abb. 7–8: Dauer der gesamten Bodenkontaktphase beim DJ und SJS in Abhängigkeit von der Belastungsbedingung .....	159
Abb. 7–9: Bedingungsnormalisierte Werte der Brems-, Beschleunigungs- und gesamten Bodenkontaktzeiten beim DJ (a)) und SJS (b)) .....	160
Abb. 7–10: Brems- und Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS .....	161
Abb. 7–11: Bedingungsnormalisierte Werte der a) Brems- und b) Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS. ....	161
Abb. 7–12: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Brems- und Beschleunigungsleistung innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS .....	162
Abb. 7–13: Maximale Bodenreaktionskräfte in z- Richtung. a) Absolutwerte und b) bedingungsnormalisierte Werte .....	163
Abb. 7–14: a) Zeitnormalisierter Kraftanstieg in der Phase 0 - 30 ms nach dem Aufprall und b) zeitnormalisierter Kraftstoß während der negativ - dynamischen Phase .....	164
Abb. 7–15: Zeitnormalisierter Kraftstoß während der positiv - dynamischen Phase .....	164
Abb. 7–16: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk beim DJ und SJS .....	165
Abb. 7–17: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Flexionswinkel im Kniegelenk beim DJ und SJS. ....	166
Abb. 7–18: Bedingungsnormalisierte Werte der maxialen a) Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk und b) Flexionswinkel im Kniegelenk. ....	167
Abb. 7–19: Mittlere Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk während der negativ dynamischen Bodenkontaktphase .....	168
Abb. 7–20: Bedingungsnormalisierte Werte der mittleren Winkelgeschwindigkeiten am Sprung- und Kniegelenk während der negativ dynamischen Phase beim DJ und SJS .....	168
Abb. 7–21: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. soleus und Kraftkurven des Probanden D.B.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungs- normalisierte Werte des M. soleus der Gesamtgruppe .....	173
Abb. 7–22: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. gastrocnemius und Kraftkurven des Probanden D.B.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungs- normalisierte Werte des M. gastrocnemius der Gesamtgruppe .....	175
Abb. 7–23: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. vastus medialis und Kraftkurven des Probanden M.M.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungs- normalisierte Werte des M. vastus medialis der Gesamtgruppe .....	177
Abb. 7–24: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. rectus femoris und Kraftkurven des Probanden J.E.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungs- normalisierte Werte des M. rectus femoris der Gesamtgruppe .....	179
Abb. 8–1: Korrelation zwischen dem Körpergewicht und den integrierten EMG Antworten des M. gastrocnemius auf Rückwärts Translationsreize. (Aus: DIETZ et al. 1989) .....	189
Abb. 8–2: Zurückgelegter Weg des Körperschwerpunktes (CM) während der Brems- und Beschleunigungspase beim SJS .....	192
Abb. 8–3: Zurückgelegter Weg des Körperschwerpunktes (CM) während der Brems- und Beschleunigungspase beim DJ und beim SJS .....	197

## TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 2-1: Ergebnisse der Literaturanalyse bezüglich der Veränderung von mechanischen Parametern in Abhängigkeit von der Erhöhung der Fallhöhen .....	42
Tab. 2-2: Ergebnisse der Literaturanalyse bezüglich der Veränderung von neuromuskulären Parametern (IEMG Amplitude und Zeit) in Abhängigkeit von der Erhöhung der Fallhöhen .....	43
Tab. 2-3: Ergebnisse der Literaturanalyse bezüglich der Veränderung von mechanischen und neuromuskulären Parametern in Abhängigkeit von der Variation der Gewichtskraft oder der Erdbeschleunigung .....	48
Tab. 2-4: Kenngrößen einiger wichtiger Parameter bei Sprüngen an Sprungsystemen und dem freien Drop Jump .....	53
Tab. 3-1: Daten der teilnehmenden Probanden .....	58
Tab. 3-2: Untersuchungsdesign zur systematischen Variation der Belastung beim Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus durch Variationen der Fallhöhe .....	59
Tab. 3-3: ICC's der Positions- und Wegparameter .....	65
Tab. 3-4: ICC's der Geschwindigkeitsparameter .....	66
Tab. 3-5: ICC's der Energiebeträge beim SJS .....	68
Tab. 3-6: ICC's der mittleren Leistung beim SJS.....	70
Tab. 3-7: ICC's der realen Fallhöhen beim DJ .....	74
Tab. 3-8: ICC's der Sprunghöhen beim DJ.....	75
Tab. 3-9: ICC's der Energiebeträge beim DJ.....	76
Tab. 3-10: ICC der Zeitdauer von Brems- und Beschleunigungsphase beim DJ.....	78
Tab. 3-11: ICC's der mittleren Leistung beim DJ.....	78
Tab. 3-12: ICC's der maximalen Beugewinkel im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk .....	82
Tab. 3-13: ICC's der mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der negativ dynamischen Bodenkontaktphase im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk .....	83
Tab. 3-14: ICC's der maximalen Kraftwerte und der durchschnittlichen Kraftanstiegs in z- Richtung ..	84
Tab. 3-15: Phasenspezifische ICC's der zeitnormierten IEMG - Werte der abgeleiteten Muskeln.....	85
Tab. 4-1: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG- Werte durch die Fallhöhenvariation .....	111
Tab. 4-2: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG- Werte durch die Systemvariation.....	111
Tab. 5-1: Auswirkungen von Veränderungen der Versuchsbedingungen auf die Belastungsparameter .....	125
Tab. 6-1: Daten der am „weight variation“ Projekt teilnehmenden Probanden .....	142
Tab. 6-2: Untersuchungsdesign zur systematischen Variation der Belastung beim Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus durch die Variation des Körpergewichts .....	143
Tab. 7-1: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG - Werte durch die Variation des Körpergewichts beim DJ und SJS .....	170
Tab. 7-2: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG - Werte durch die Systemvariation.....	171
Tab. 8-1: Erwartete Auswirkungen der systemspezifischen Körpergewichtvariationen auf die Belastungsparameter.....	182
Tab. 8-2: Auswirkungen von Veränderungen der Versuchsbedingungen auf die Belastungsparameter beim Projekt „weight variation“ .....	184

**ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

Abb.	Abbildung
ASJ	Artificial system jump
ATF	Achilles tendon force
BDJ	Bounced drop jump
bzw.	Beziehungsweise
ca.	Zirka
CDJ	Countermovement drop jump
cm	Zentimeter
CMJ	Countermovement Jump
DJ	Drop Jump
DVZ	Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus
E	Energie
eds.	Editors
EMD	Electromechanical delay
EMG	Elektromyogramm
F	Kraft
FT	Fast twitch
ICC	Intraclass Korrelationskoeffizient
Kap.	Kapitel
kg	Kilogramm
kHZ	Kilohertz
KSP	Körperschwerpunkt
LBS	Lifting Block System
LER	Late EMG response
m	Meter
M.	Musculus
m/s	Meter pro sekunde
ms	Millisekunden
MVC	Maximum voluntary contraction
PRE	Preactivation
PTF	Patella tendon force
RI	Reaktivkraftindex
RIA	Reflex induced
SEC	Serienelastische Komponenten
SEE	Serienelastische Elemente
SJ	Squat jump
SJS	Sledge Jump System
SRES	Short range elastic stiffness
SSC	Stretch- Shortening- Cycle
ST	Slow twitch
Tab.	Tabelle
v.a.	Vor allem
vgl.	Vergleiche
Wdh. /	
Wiederh.	Wiederholung
z.B.	Zum Beispiel
zit.	Zitiert
ZNS	Zentrales Nervensystem

## **ZUSAMMENFASSUNG**

### **Einleitung:**

Die Besonderheiten von Bewegungen im Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus führen dazu, dass diese Bewegungsform sehr häufig Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen ist und einen spezifischen Inhalt im Trainingsalltag des Leistungssports darstellt. Dabei ist es von entscheidender Bedeutung, die Art und Weise der Belastungseinwirkung zu determinieren und die dadurch hervorgerufenen funktionellen Anpassungen zu analysieren. Bei den funktionellen Anpassungen spielen vor allem die neuromuskulären Aktivierungsprozesse und -muster eine entscheidende Rolle.

### **Zielstellung:**

Das Ziel dieser Arbeit war es, die Bedeutung von verschiedenen Formen der Belastungsveränderungen für die mechanischen Parameter und das neuromuskuläre System bei zwei unterschiedlichen Ausführungsformen zu untersuchen: Dem gängigen Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus beim sog. freien Drop Jump und der eher künstlichen Form des DVZ an einem geführten Schlittensprungsystem. Neben der Tatsache, dass bei beiden Sprungformen das motorische System im DVZ arbeitet, wurden mögliche Unterschiede bei mechanischen Parametern sowie der afferenten und efferenten Beiträge zur neuromuskulären Aktivierung untersucht.

### **Material und Methoden:**

Die Belastungsvariation bei Bewegungen im DVZ wurde im Rahmen dieser Arbeit durch drei unterschiedliche Arten hervorgerufen: Im ersten Projekt „height variation“ wurden die für die Drop Jumps charakteristischen Fallhöhen von 0,1 - 0,7 m variiert, wohingegen im zweiten Projekt „weight variation“ der Einfluss der beschleunigenden Gewichtskraft verändert wurde. Bei beiden Projekten erfolgte eine zusätzliche Variation durch die Veränderung des Sprungsystems: Freie Drop Jumps und geführte Schlittensprünge. Bei beiden Projekten wurden Leistungssportler untersucht, die aus dem Bereich der Sprungdisziplinen kommen und daher über eine große Sprungerfahrung verfügen. Als abhängige Variablen der Belastungseinwirkung wurden mechanische und neuromuskuläre Parameter untersucht und analysiert.

### **Ergebnisse:**

Neben den Ungleichheiten in der Ausrichtung der Bewegungsebene der Sprungsysteme unterschieden sich diese bei der einwirkenden Belastung hinsichtlich der Aufprallgeschwindigkeit und geringfügig der Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes. Die Erhöhung der Falldistanz bzw. des einwirkenden Gewichts sorgte sprungsystemintern für eine Vergrößerung dieser Parameter. Die Veränderung der einwirkenden Belastung sorgte auch für Veränderungen bei den mechanischen Parametern der Bewegungsausführung, wie z.B. Energieoutput, Gelenkwinkel und mechanische Leistung. Auch die neuromuskulären Parameter und Aktivierungsmuster zeigten eine Abhängigkeit von der einwirkenden Belastung.

**DISKUSSION:**

Die Ergebnisse lassen auf eine hohe Abhängigkeit der Strategie der Bewegungssteuerung von den unterschiedlichen Sprungbelastungen schließen. Dabei kann angenommen werden, dass das neuromuskuläre System eine begrenzte Leistungsfähigkeit besitzt, welche in hohem Maße durch die Bewegungsprogrammierung und den afferenten Input zu diesen Bewegungsprogrammen beeinflusst wird. Beim freien Drop Jump kommt es dabei zu teilweise höheren Voraktivierungsgraden und damit auch zu höheren Reflexbeiträgen während der Bodenkontaktphase. Diese bestimmen vorrangig den Leistungoutput. Beim Schlittensprungsystem sind keine so hohen Voraktivierungs- und damit auch Reflexbeiträge zu beobachten. Daher muss der Leistungoutput vermehrt durch willentliche neuromuskuläre Aktivierungsbeiträge erbracht werden. Dies veranlasst zu der Feststellung, dass die Effizienz der Bewegungsausführung beim Drop Jump größer ist.

**SCHLUSSFOLGERUNGEN:**

Die Belastungsgestaltung determiniert in sehr hohem Maße die Strategien der funktionellen Bewegungssteuerung. Dabei zeigt es sich, dass die Mechanismen der Bewegungssteuerung beim Drop Jump und beim Sledge Jump nicht vergleichbar sind. Somit spielt es für die Gestaltung der Belastungseinwirkung eine wichtige Rolle, welche funktionellen Anpassungen damit erreicht werden sollen.

## **ABSTRACT**

### **PURPOSE OF THE STUDY:**

The purpose of this study was, to clarify the influence of different kinds of load manipulation on the mechanical output and the neuromuscular system at the stretch- shortening cycle (SSC) in two different jumping modalities: In natural stretch-shortening cycle in form of a normal drop jump (DJ) and in more artificial jumps using a sledge jump system (SJS). Despite the fact that in both modalities the motor system works in a stretch- shortening type action, possible differences in the mechanical parameters of performance output and the efferent and afferent contributions of the neuromuscular activation should be examined.

### **MATERIAL AND METHODS:**

Variation of the loading conditions was archived by changing the falling heights from 0,1 to 0,7 m, the amount of the accelerating force (bodyweight  $\pm 20$  and  $\pm 30\%$ ) and the jumping system (DJ and SJS). Subjects were jump-trained athletes from athletics or gymnastics. The consequences of the load variations were analysed by mechanical and neuromuscular parameters.

### **RESULTS:**

Beneath the differences in the plain of the movement between the different jumping systems, differences in the impact velocity and the energy prior contact could be observed. Higher falling heights and higher loading of the body weight induced significant changes at the mechanical parameters of the jump output. Also, the different loading condition resulted in differently neuromuscular activation characteristics and patterns. Between the jumping systems nearly all observed parameters differed significant.

### **DISCUSSION:**

The principal outcome of the study was the enormous differences in mechanical and neuromuscular parameters between the two jump modalities. Attempts have been made to match the differences of the load conditions at the impact with exception of the plain of the movement and the impact velocities. The rather small differences of the impact energy could not explain the large and profound variations between both jump modalities at push-off. From functional point of view the most obvious difference between DJ and SJS may be seen in the inability of the neuromuscular system to provide for appropriate neuromuscular activation in SJS in the phases prior to contact and during the breaking phase.

### **CONCLUSION:**

The type of load manipulation determines the mechanical and neuromuscular strategies of jump actions. Up to an optimum level the jump performance depends on the induced load and there is a clear difference in the type of used jump system.

## 0 VORWORT

Im modernen Hochleistungssport bekommt die Qualität der athletischen Ausbildung einen immer größeren Stellenwert. Die hierfür notwendigen Voraussetzungen und Grundlagen werden im Trainingsprozess über langjährige Trainingseinwirkungen gelegt. Dabei spielt neben der Quantität der Trainingsreize vor allem die Qualität der Belastungseinwirkung eine wichtige Rolle, denn durch die Art und Weise dieser Belastungseinwirkung werden die entsprechenden Körpersysteme und deren Funktion beansprucht und weiterentwickelt.

Speziell im Bereich der Schnellkraftsportarten stellt der Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus die muskuläre Aktionsform dar, welche die dabei vorkommenden Bewegungsweisen dominiert. Die besondere Spezifität dieser Bewegungsform, das enge Zusammenwirken von morphologischen, metabolischen und neurophysiologischen Einflussgrößen, macht es erforderlich diese Eigenheiten bei der Gestaltung von Trainingsinhalten zu berücksichtigen. Die vielfältigen Varianten der Trainingsinhalte in diesem Bereich und die Tatsache, dass der Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus Gegenstand zahlreicher Forschungsprojekte im nationalen und internationalen Raum ist, lassen es sinnvoll erscheinen die Auswirkungen und die funktionellen Anpassungen des menschlichen Körpers auf unterschiedliche Arten der Belastungsvariation bei dieser spezifischen Bewegungsform zu untersuchen. Die daraus generierten Erkenntnisse stellen dann einerseits Empfehlungen für die sportliche Praxis im Hochleistungssport als technologische Handlungsanweisungen für die Gestaltung und Variation der Belastungseinwirkung und andererseits der wissenschaftlichen Anwendungsforschung weitere Erkenntnisse über die beim Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus wirksam werdenden Mechanismen der Bewegungsregulation und -steuerung bereit. Damit wird auch versucht einer wichtigen Handlungsaufgabe der Sportwissenschaft nachzukommen sowie Theorie und Praxis einander anzunähern bzw. den Dialog zwischen Wissenschaftlern und Praktikern zu fördern.

Aufgaben wie diese können nur in einem gut funktionierenden Arbeits- und Kollegenteam gelöst werden, wo ständige und kritische Diskussion die Entstehung und Reifung auch dieser hier vorgelegten Arbeit fördern. Daher möchte ich mich bei der Arbeitsgruppe Biomechanik am Institut für Sportwissenschaft der Universität Stuttgart recht herzlich für diesen Dialog und die Förderung bedanken.

Insbesondere möchte ich mich bei meinen Kollegen Hans-Josef Gros, Walter Rapp und Wolfram Bäurle für die ständige Diskussionsbereitschaft und Unterstützung bei technischen und physikalischen Fragen recht herzlich bedanken. Sie haben mir eine vertiefte naturwissenschaftliche Denkweise näher gebracht.

Herrn Michael Wiedenbeck vom Zentrum für Umfragen, Methoden und Analysen in Mannheim möchte ich für die hilfreiche Beratung hinsichtlich statistischer Besonderheiten danken.

Ebenso gilt mein Dank den Athletinnen und Athleten die an den Untersuchungen teilgenommen haben. Ohne sie wären die notwendigen Untersuchungen nicht möglich gewesen.

Syn Schmitt, Harald Hochwald und Andreas Mock möchte ich für ihr Engagement und ihre sehr gute und kreative Mitarbeit bei der Projektdurchführung danken sowie Ute Ulshöfer, Bernd Schäfer und Harald Stock für die Durchsicht des Manuskriptes.

Bei Herrn Prof. Dr. Gustav Schoder möchte ich mich für die stetige Unterstützung bei meiner Tätigkeit bedanken.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Albert Gollhofer, der mir diese Arbeit ermöglichte. Er hat durch seine sehr konstruktive, lehrreiche und sehr persönliche Betreuung meine wissenschaftliche Arbeitsweise entscheidend geprägt und mich in meiner Tätigkeit stets gefördert.

Last but not least gilt mein besonderer Dank meiner lieben Frau Regine, die durch ihren hohen und selbstlosen Einsatz sowie ihre ständige Diskussionsbereitschaft und Liebe die Erstellung dieser Arbeit maßgeblich unterstützt hat.

Stuttgart-Uhlbach im Juni 2001



## 1 EINLEITUNG UND ZENTRALE ZIELSTELLUNG DER ARBEIT

Sportliche Bewegungen werden sehr häufig im Bewegungsmuster des Dehnungs- Verkürzungs-Zyklus (DVZ) durchgeführt. Die Besonderheiten dieser Bewegungsform und deren eigenständiger Charakter (KOMI 1994; GOLLHOFER 1987) führen dazu, dass der DVZ einerseits sehr häufig Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen ist, andererseits diese Beanspruchungsform als spezifischer Inhalt im Trainingsalltag des Leistungs- und Hochleistungssports seine Anwendung findet. Als entscheidende physiologische Einflussgröße für die Leistungsfähigkeit bei Bewegungsformen im DVZ, z.B. bei sog. reaktiven Drop Jumps (vgl. GOLLHOFER 1987; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982), kann das neuromuskuläre System angesehen werden. Hierbei spielen die zeitlichen Aktivierungsmechanismen und die muskelphysiologischen Eigenschaften der leistungsbestimmenden Muskulatur eine wichtige Rolle. Als Besonderheit hat sich gezeigt, dass bei einer Vielzahl von Bewegungen im DVZ die Aktivierung der Muskulatur bereits vor dem Bodenkontakt der Beine erfolgt (GRILLNER 1972; 1981; GREENWOOD / HOPKINS 1976; SANTELLO / McDONAGH 1998). Diese sog. Voraktivierung der Muskulatur scheint eine notwendige Voraussetzung für das neuromuskuläre System darzustellen: Einerseits für das Timing der muskulären Aktion in Vorbereitung vor dem Bodenkontakt (MORITANI et al. 1991) und andererseits für die Erhöhung der neuromuskulären Aktivität während der exzentrischen Phase des Bodenkontaktes (KYRÖLÄINEN et al. 1989; GREGORY et al. 1998). Es wird allgemein angenommen, dass die elektromyographische Aktivität (EMG) der Muskulatur vor dem Bodenkontakt als vorprogrammierter Aktivierungsmechanismus von höheren Zentren des Nervensystems angesehen werden kann (MELVILL JONES / WATT 1971; MCKINLEY et al. 1983; DIETZ et al. 1979; HOUK / RYMER 1981; HOUK et al. 1981) und dem Schutz vor plötzlich auftretenden hohen passiven Dehnungskräften dient. Zusätzlich sorgt die Voraktivierung für eine optimale Muskelstiffness (GOLLHOFER et al. 1984) und eine größere Sensibilität der Muskelspindeln als Ergebnis einer  $\alpha$  -  $\gamma$  - Koaktivierung (FRICK 1993). Aufgrund der schnellen exzentrischen Belastung und der daraus resultierenden hohen Dehnungsgeschwindigkeiten der Extensionsmuskeln während der Amortisationsphase im DVZ werden die geschwindigkeitssensitiven Dehnungsreflexe der Muskelspindeln ausgelöst (GOTTLIEB / AGARWAL 1979). Das Zusammenspiel von Voraktivierung und Dehnungsreflexen führt dabei zu einer erhöhten muskulären Stiffness, wie HOFFER / ANDREASSEN (1981) bei Katzen und SINKJAER et al. (1988) beim Menschen zeigen konnten. NICHOLS / HOUK (1976) folgerten zudem, dass die muskuläre Stiffness die regulierte Eigenschaft des Dehnungsreflexes darstellt. Diese erhöhte Stiffness führt während der konzentrischen Arbeitsphase der Bewegung zu einer mechanischen Unterstützung der aktiven und willkürlichen Muskelverkürzung (AVELA et al. 1994) und somit zu einem erhöhten Leistungsoutput. Eine hohe Effizienz und Leistungspotenzierung im DVZ kann daher nur erreicht werden, wenn die sog. „short range elastic stiffness“ (SRES) (JOYCE et al. 1969) des Muskel-Sehnen-Komplexes während der gesamten Bodenkontaktzeit aufrecht erhalten werden kann. Daher ist es notwendig, kurze Bodenkontaktzeiten bezüglich der Querbrückenzyklen von Aktin und Myosin und hohe Reflexbeiträge während der Bodenkontaktphase zu erreichen.

Zentrale Mechanismen in Form von Bewegungsprogrammen und afferentem Input interagieren in Form einer neuronalen Aktivierung eines Muskels oder einer synergistischen Muskelgruppe, die nach einem Bewegungsprogramm abläuft, welches entsprechend der aktuellen Aufgabenstellung modifiziert wird (DIETZ 1992). SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982) haben herausgefunden, dass die Voraktivierung der Muskulatur durch die erwartete Belastung reguliert wird und dieser Effekt einen über mehrere Jahre dauernden Lernprozess erfordert. Zusätzlich modifizieren die aktuellen afferenten Inputsignale der propriozeptiven, vestibulären oder visuellen Analysatoren (RAPP / GOLLHOFER 1993) das zentrale Bewegungsprogramm entsprechend der Anforderungen. Daraus lässt sich schließen, dass die funktionellen Anforderungen einer vorgegebenen Bewegung (z.B. die Position, in der eine Belastung appliziert wird) die neuromuskulären Aktivierungsmechanismen (DIETZ et al. 1989; ELORANTA 1997; KOMI 2000) sowie die mechanischen Parameter beim DVZ beeinflussen (BOBBERT et al. 1987 b; VOIGT et al. 1995). Dies bestätigen zahlreiche Untersuchungen zur Anpassung des neuromuskulären Systems an Veränderungen der Belastungseinwirkung beim DVZ, die zeigen, dass die Art der Belastungsvariation eine entscheidende Rolle spielt (AVELA et al. 1994; 1996; KYRÖLÄINEN / KOMI 1995). Dabei konnte u.a. festgestellt werden, dass die Voraktivierung und die Reflexbeiträge vom Betrag der Dehnungsbelastung abhängig sind.

Um Dehnungsbelastungen bei Bewegungen im DVZ zu modulieren gibt es mehrere Möglichkeiten. GOLLHOFER / SCHMIDTBLEICHER (1987) und NEUBERT (1999) veränderten die Dehnungsbelastung durch die Erhöhung der Fallhöhen bei Drop Jumps. Eine andere Möglichkeit für die künstliche Variation der einwirkenden Dehnungsbelastung wurde von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991), TRIPPEL et al. (1992) und AVELA et al. (1994; 1996) durch die Veränderung des effektiven Körpergewichtes vorgestellt. KANEKO et al. (1984), DVIR (1985), KOMI et al. (1987), TRZASKOMA et al. (1989) und WALSH / BRÜGGEMANN (2000) entwickelten zur Modulation der Dehnungsbelastung Geräte in Form von Schlittensystemen oder Pendeln, welche die Bewegung des reaktiven DVZ simulieren, aber die Belastungen besser kontrollierbar machen sollen (vgl. FOWLER / LEES 1998). Diese simulierten Sprungbedingungen wurden sehr häufig herangezogen, um die Effektivität, die Energiespeicherung bzw. den Energiebedarf bei Bewegungen im DVZ zu überprüfen (z. B. KYRÖLÄINEN et al. 1990; KYRÖLÄINEN 1995). Bei einer Vielzahl der Untersuchungen wurde die Diskussion nach einer Vergleichbarkeit der Leistungsfähigkeit reaktiver Sprungbewegungen beim freien Drop Jump und geführten Schlittensprüngen hinsichtlich mechanischer Unterschiede nur zum Teil geführt (FOWLER / LEES 1998). Funktionelle Aspekte, wie beispielsweise neuromuskuläre Anpassungen, wurden dabei noch nicht berücksichtigt.

***Das Ziel dieser Arbeit ist es folglich, die Bedeutung von verschiedenen Formen der Belastungsveränderung beim DVZ für die mechanischen Parameter und das neuromuskuläre System bei zwei unterschiedlichen Ausführungsformen zu untersuchen: Dem gängigen DVZ beim sog. freien Drop Jump und der eher künstlichen Form des DVZ an einem geführten Schlittensprungsystem. Neben der Tatsache, dass bei beiden Sprungformen das motorische System im DVZ arbeitet, sollen mögliche Unterschiede bei mechanischen Parametern sowie der afferenten und efferenten Beiträge zur neuromuskulären Aktivierung untersucht werden.***

Um diese zentrale Zielstellung der Arbeit zu untersuchen, wurden die Veränderungen neuromuskulärer und mechanischer Parameter anhand verschiedener Modifikationen der Belastung beim DVZ überprüft. Die Belastungsvariation erfolgte dabei in zwei unterschiedlichen Projektabschnitten: Einerseits durch die Variation der Fallhöhen (Projekt „height variation“), andererseits durch die Variation der Körpergewichtsbelastung (Projekt „weight variation“). Bei beiden Projekten wurde zusätzlich die Variation des Sprungsystems in Form von freien Drop Jumps (DJ) und Sprüngen an einem speziell hierfür konstruierten Schlittensystem (SJS) vorgenommen und die dabei hervorgerufenen Veränderungen auf Unterschiede zwischen den Sprungsystemen geprüft. Dabei sollten die jeweiligen Belastungssituationen bei beiden Sprungsystemen vergleichbar moduliert werden.

## 2 FORSCHUNGSSTAND UND ABLEITUNG DER KONKRETEN FRAGESTELLUNGEN

Im Rahmen dieses einführenden Kapitels sollen die grundlegenden Erkenntnisse für das Verständnis von Bewegungen im Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus (DVZ) und der Auswirkungen von Belastungsvariationen anhand von Forschungsergebnissen aus der Literatur dargestellt werden. Nach einem kurzen Abriss über die allgemeinen Grundlagen des DVZ (Kapitel 2.1) werden im Anschluss die mechanischen und neuromuskulären Aspekte des DVZ detailliert dargestellt (Kapitel 2.2 und 2.3), welche für das Verständnis von Auswirkungen der Belastungsvariation wichtig sind. Spezielle Untersuchungen verschiedener Autoren und deren Forschungsergebnisse zum Thema Belastungsvariation beim DVZ werden im abschließenden Kapitel (2.4) vorgestellt und analysiert. Anhand von Teilaspekten aus der Literatur werden spezifische Fragestellungen herausgearbeitet, die zur Konkretisierung der zentralen Zielstellung dieser Arbeit beitragen sollen (Kapitel 2.5).

### 2.1 Der Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus (DVZ) – allgemeine Aspekte

Bewegungsabläufe und Muskelaktionen beim Sprinten, Hüpfen, Traben von Tieren und Menschen weisen eine relativ eigenständige Bewegungsform auf und ähneln, wie häufig in der Literatur dargestellt, dem elastischen Verhalten einer Sprungfeder (DYHRE-POULSEN et al. 1991) oder eines springenden Balles (BLICKHAN 1989; CAVAGNA et al. 1977; HEGLUND et al. 1982). Die Besonderheit bei diesen Bewegungsformen liegt in den periodisch diskontinuierlichen Muskelaktionen (KOMI 1994) in der Gestalt von exzentrischen Kontraktionen gegen einwirkende Kräfte (z. B. Schwerkraft) und konzentrischen Kontraktionen zur Verkürzung der vorab gedehnten Muskulatur bzw. zur Generierung eines Leistungsoutputs. Die Kombination dieser Kontraktionsformen wird als Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus (DVZ) oder Stretch- Shortening Cycle (SSC) bezeichnet (NORMAN / KOMI 1979; KOMI 1984; 1994; KOMI / NICOL 2000). Der Grundcharakter dieser Bewegungsform ist in Abb. 2–1 dargestellt.

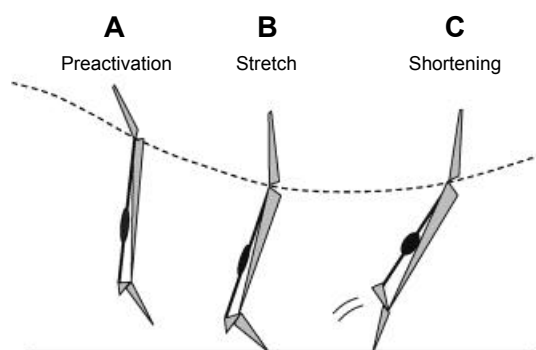


Abb. 2–1: Darstellung der Bewegungsform des Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus  
(Nach: KOMI 1984)

Dieser Grundcharakter der Bewegung hat einen in der Fachliteratur bereits viel beachteten Zweck: Erhöhung der Leistung der letzten Phase (konzentrische Aktion) der Bewegung im Vergleich zur isolierten konzentrischen Aktion (KOMI / GOLLHOFER 1997). Nachgewiesen haben dieses

Phänomen, welches als „Leistungspotenzierung“ bezeichnet wird (BOSCO et al. 1982), bereits CAVAGNA et al. (1968) bei maximalen DVZ- Aktionen beim Menschen. Um einen solchen leistungspotenzierenden Effekt zu erzielen, bedarf es der von KOMI / GOLLHOFER (1997) und KOMI (2000) formulierten, fundamentalen Voraussetzungen für einen effektiven DVZ:

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

Dieser leistungspotenzierende Effekt stellt demnach eine entscheidende Voraussetzung für den Leistungsoutput im DVZ dar. Insgesamt betrachtet ist es aber nicht unproblematisch, den Leistungsoutput bzw. diese sog. reaktive Leistungsfähigkeit beim DVZ zu operationalisieren. NEUBERT (1999) hat in diesem Zusammenhang eine Zusammenstellung verschiedener Kennwerte zur Abschätzung der spezifischen reaktiven Leistungsfähigkeit und deren Berechnung anhand von Literaturanalysen dargestellt. Sie kommt dabei auf die Unterscheidung der folgenden vier Ansätze:

1. Es wird ein optimaler Zusammenhang zwischen relativer Maximalkraft und Belastungsfähigkeit in Form der optimalen Fallhöhe (explosiv- reaktiv- ballistische Muskelspannungsfähigkeit) angenommen. Dieser sog. ZANON Index (ZANON 1974) äußert sich bei sehr guten Athleten in Werten von 0,22 - 0,25.
2. Die Leistungsfähigkeit wird durch die Berechnung der Energiebilanz bestimmt. Diese errechnet sich aus der Differenz zwischen den erreichten Sprunghöhen beim Squat Jump und Drop Jump (ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN 1974; KOMI / BOSCO 1978; GOLLHOFER 1987) und stellt die Leistungspotenzierung dar.
3. Eine weitere Möglichkeit stellt die Ermittlung der erzielten mechanischen Leistung beim DJ, z.B. der Bodenkontaktzeit (BAUERSFELD / VOSS 1992), der Niedersprungkennziffer ((Fallhöhe + Sprunghöhe) / Bodenkontaktzeit) (BARTONIETZ / EISELE 1994) oder der Sprunghöhendifferenz zweier DJ aus unterschiedlichen Fallhöhen (KIBELE 1995) dar.
4. Die Operationalisierung erfolgt anhand von Veränderungen phasenspezifischer EMG – Parameter (z.B. Vorinnervation, Reflexaktivität) (SCHMIDTBLEICHER et al. 1987; WITTEKOPF et al. 1991).

Die Vielfalt dieser Ansätze zur Determinierung der Leistungsfähigkeit im DVZ macht deutlich, dass die zugrundeliegenden Mechanismen vielfältiger Natur und letztendlich noch nicht eindeutig geklärt sind. Dazu stellt NEUBERT (1999) anhand von Korrelationsanalysen fest, dass eine Beurteilung der reaktiven Leistungsfähigkeit eines Athleten in Abhängigkeit von dem gewählten Parameter sehr unterschiedlich ausfällt. Es ist daher anzunehmen, dass die Leistungsfähigkeit im DVZ sowie deren belastungsbedingte Variation bestimmten mechanischen und neuromuskulären Anforderungen bzw. Bedingungen unterliegt. Diese sollen in den nachfolgenden Kapiteln (2.2 und 2.3) differenziert dargestellt werden.

## 2.2 Mechanische Aspekte beim DVZ

Ein wesentliches Merkmal des DVZ und besonders des reaktiven Bewegungsverhaltens liegt, wie bereits angeführt, in dem leistungspotenzierenden Effekt des DVZ im Vergleich zu rein konzentrischen Bewegungsformen. Untersuchungen von ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974), BOBBERT et al. (1987a; b), BOSCO / PITTEA (1982), BOSCO et al. (1979; 1981; 1982 a; b), GOLLHOFER (1987), KOMI / BOSCO (1978) und SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982) haben gezeigt, dass bei Vertikalsprüngen mit vorausgehender Dehnung im Vergleich zu Vertikalsprüngen ohne Vordehnung in der nachfolgenden konzentrischen Phase deutlich höhere (Sprung-) Leistungen erzielt werden konnten (KOMI 2000). Dieser potenzierende Effekt kann experimentell anhand des Unterschiedes zwischen der klassischen HILL'schen Kurve und der Kraft- Geschwindigkeitskurve der Achillessehne (ATF) beim Hüpfen graphisch dargestellt werden (schraffierter Bereich in Abb. 2–2).

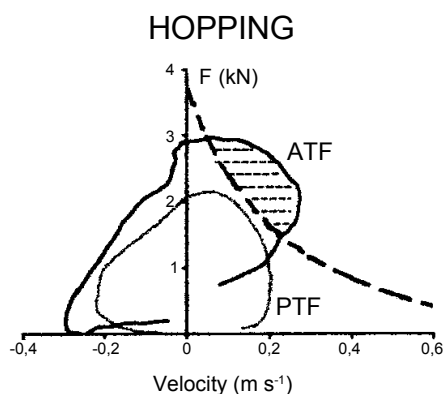


Abb. 2–2: Beispiele von Kraft- Geschwindigkeitskurven gemessen beim Hüpfen.

Die Werte wurden mit Hilfe von implantierten Optofibers gemessen. Bei jeder Kurve bedeutet der aufwärts gerichtete Kurventeil exzentrische und der abwärts gerichtete Anteil konzentrische Muskelaktion während des Bodenkontaktes. ATF = Achilles tendon force; PTF = Patella tendon force. Die gestrichelte Linie stellt die klassische HILL'sche Kurve dar, wie sie bei maximaler konzentrischer Kontraktion gemessen wurde. (Aus: KOMI 2000).

Die Ursache für diese Leistungspotenzierung liegt demnach in der negativ dynamischen Bewegung im Vorfeld der positiv dynamischen Aktion begründet. Die Auswirkungen dieser sog. Vordehnung auf die mechanische Leistung des Muskel- Sehnen- Apparates und somit auf den erhöhten Output an Arbeit bei einem konzentrisch kontrahierenden Muskel lassen sich auf der Basis der nachfolgenden Mechanismen erklären (ETTEMA et al. 1990; HUIJING 1994 VAN INGEN SCHENAU et al. 1997):

- Die Speicherung und Freisetzung zusätzlicher elastischer Energie.
- Die Potenzierung des kontraktiven Materials (Verschiebung der Kraft- Geschwindigkeitskurve der kontraktiven Elemente für eine gegebene mechanische Belastung in Richtung auf höhere Geschwindigkeiten) (vgl. HUIJING 1994).
- Interaktionseffekte zwischen der Längenänderung von bindegewebigen Strukturen und Muskelfasern (Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur).
- Die für die Kraftentwicklung zur Verfügung stehende Zeit (vgl. BOBBERT et al. 1996)
- Der Beitrag von muskulärer Voraktivierung und Reflexen. (Dieser Aspekt soll in Kapitel 2.3 gesondert betrachtet werden.)

Ein häufig, bezüglich der Leistungspotenzierung, diskutierter Mechanismus ist die Speicherung von Energie. Diese soll in Form von elastischer Energie während der negativ dynamischen Bewegungsphase gespeichert und in der positiv dynamischen Phase wieder freigesetzt werden. Dabei stellt sich die Frage, was die konkrete Ursache für die Speicherung der Energie darstellt und wie groß der Nutzen ist, der zur Leistungspotenzierung beitragen kann. Wie die nachfolgend dargestellten Untersuchungen zeigen, ist eine Beantwortung dieser Fragen nicht ganz unproblematisch (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997). Die Ursache hierfür liegt zum Teil in den unterschiedlichen Untersuchungsansätzen und Forschungsdesigns der vorliegenden Arbeiten begründet, welche Bewegungen mit verschiedenen kinematischen und dynamischen Eigenschaften untersuchten. Dabei ist das jeweilige Verständnis von DVZ von Autor zu Autor unterschiedlich und die Ergebnisse daher nur schwer vergleichbar (BOBBERT et al. 1987).

MORGAN / PROSKE (1997) stellten fest, dass die Energie annähernd vollständig durch ein Abbremsen der Gegenbewegung gespeichert wird. Dies bedeutet, dass der Betrag an geleisteter negativer Arbeit bzw. Arbeit zum Abbremsen der kinetischen Energie zu Beginn des Bodenkontaktes die Höhe der Energiespeicherung determiniert (ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN 1974). Die Speicherung der Energie erfolgt dabei zum einen in den bindegewebigen Anteilen des Muskel-Sehnen-Komplexes, zum anderen in den Querbrückenbindungen zwischen Aktin und Myosin. Diese viskoelastische Eigenschaft des tendomuskulären Systems werden in der experimentellen Physiologie als „Stiffness“ bezeichnet (HOUK / RHYMER 1981).

Betrachtet man die serienelastische Komponente in Form der Sehne, so kann bei der Dehnung dieses bindegewebigen Materials ein parabelförmiger Anstieg der Kraft in Abhängigkeit von der Längenänderung der Sehne festgestellt werden (vgl. Abb. 2–3).

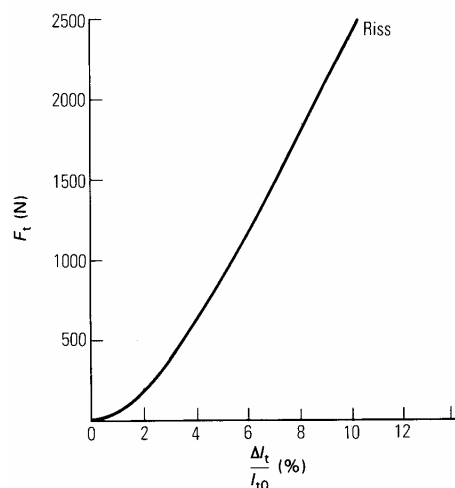


Abb. 2–3: Längen - Spannungskurve einer Sehne (Aus: HUIJING 1994).

Wie aus der Abbildung ferner hervorgeht, bewirken hohe Kräfte eine prozentual geringe Längenänderung der Sehne. Dies deutet darauf hin, dass Sehnen gut in der Lage sind, elastische Energie zu speichern. Demgegenüber hebt BOBBERT (1990) heraus, dass der Betrag an Energie, der in den serienelastischen Elementen gespeichert wird, nicht eine Funktion des Betrages an Energie

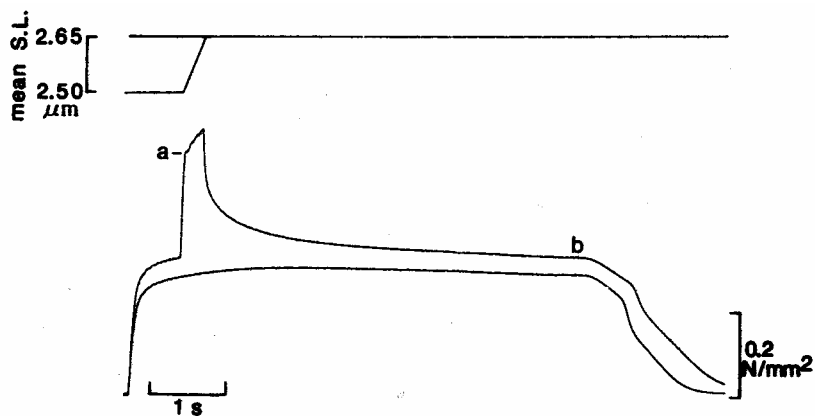
ist, die vom Muskel absorbiert wird, sondern in direktem Zusammenhang mit der Kraft im dazugehörigen Muskel steht. Dies bedeutet, dass mehr Energie nur dann gespeichert werden kann, wenn auch der Muskel höhere Kraftwerte bereitstellen kann. VAN INGEN SCHENAU et al. (1997) unterstützen dies, indem sie postulieren:

*“Elastic energy storage increases as muscle force increases“.*

Dies zeigt, dass der Betrag an Energie, der in den serienelastischen Elementen (SEE) gespeichert wird, direkt von der aktuellen Kraft der Muskulatur abhängt. Bei einer gegebenen Funktion von  $F = f(l)$ , welche die Beziehung zwischen der gegebenen Kraft (F) und der Verlängerung (l) der SEE beschreibt, kann die elastische Energie (E), die in den SEE gespeichert wird, als Funktion von l und F beschrieben werden:

$$E = \int F dl \quad (\text{VAN INGEN SCHENAU et al. 1997 b}).$$

Versuche zeigen, dass der mechanische Output während der konzentrischen Aktion von tetanisch kontrahierten Skelettmuskeln durch Vordehnung erhöht werden kann; ähnliches wurde bei einzelnen Muskeln gefunden (vgl. EDMAN et al. 1978). Folglich ist die Energiespeicherung in der Sehne direkt von den Eigenschaften der kontraktile Elemente abhängig. Die dabei in Erscheinung tretende Eigenschaft eines aktivierten Skelettmuskels, auf eine Dehnung mit einem initialen Spannungsanstieg zu reagieren, wird nach JOYCE et al. (1969) und HUXLEY (1974) als „short range elastic stiffness“ (SRES) bezeichnet. Ein Nachweis dieser SRES kann anhand der Kraft- und Längenänderungskurven von isolierten Muskelfasern erfolgen (Abb. 2–4).



**Abb. 2–4: Kraft- und Längenänderungskurven einer isolierten Frosch- Muskelfaser während tetanischer Kontraktion.**

*Dehnungen aus 2,50μm auf 2,65μm. a zeigt die geschwindigkeitsabhängige Krafterhöhung während der Dehnung, wohingegen b die zurückbleibende Krafterhöhung nach der Dehnung anzeigt. Diese ist allerdings nur bei optimalen Sarkomerlängen zu beobachten*

*(Aus: EDMAN / TSCHCHIYA 1996 in EDMAN 1997).*

Dabei spielt der Grad der Reizfrequenz, mit der die Muskulatur aktiviert wird, eine wichtige Rolle wie die Ergebnisse von JOYCE et al. (1969) zeigen. Auf diesen Aspekt wird allerdings erst im nachfolgenden Kapitel (2.3) näher eingegangen.

Werden die durch die neuronale Aktivierung aktuell gebildeten Querbrücken gedehnt, so erfahren diese eine Längenänderung (vgl. Abb. 2–5), wobei erwartet wird, dass unter diesen Umständen das Arbeitspotenzial größer ist als in einem isometrisch gehaltenen Muskel (HERZOG 1997). Dies kann



unter dem Aspekt der Potenzierung des kontraktiven Materials verstanden werden (vgl. HUIJING 1994; VAN INGEN SCHENAU et al. 1997).

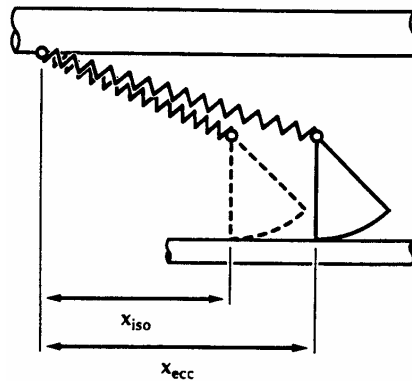


Abb. 2–5: Schematische Darstellung von zwei Querbrücken entsprechend dem Querbrückenmodell von HUXLEY / SIMMONS (1971).  $x_{iso}$  und  $x_{ecc}$  stellen schematisch die Entfernung der Bindungsstelle des dicken (Myosin) und des dünnen (Aktin) Filamentes unter isometrischen bzw. exzentrischen Bedingungen dar. (Aus: HERZOG 1997).

BOSCO et al. (1982) erklären diesen Effekt mit einer Rückwärtsrotation der Myosinköpfe in eine Position, in der sie mehr Kraft entfalten können. Zudem wird der Querbrückenbindung zwischen Aktin und Myosin ein viskoses Verhalten zugeschrieben. Dies äußert sich darin, dass die Kraft, die benötigt wird, um eine Querbrückenbindung zu zerreißen, mit der Dehnungsgeschwindigkeit bis zu einem Optimum zunimmt (EDMAN 1999) und über die Dehnungsperiode erhalten bleibt (EDMAN 1997). Dies bedeutet, dass die Krafterhöhung (Potenzierung) sich mit der Geschwindigkeit der Dehnung eines tetanisch kontrahierten Muskels (EDMAN et al. 1978; TAKARADA et al. 1997) bis zu einem gewissen Betrag erhöht. Zudem kann festgestellt werden, dass diese Krafterhöhung sich mit dem Betrag an Zeit, der nach der Dehnung verstreicht, verringert (CAVAGNA et al. 1968). Dennoch folgert EDMAN (1997), dass die zusätzliche Kraft, die durch die Querbrücken während der Dehnungsphase generiert wird, nicht in der Lage ist, den Output an Arbeit während der nachfolgenden konzentrischen Phase merklich zu erhöhen. Analog hierzu argumentieren VAN INGEN SCHENAU et al. (1997 b): Wenn die Kraft bei einem gegebenen Abstand von Ansatz und Ursprung eines Muskels zu Beginn der Verkürzung größer ist, wird mehr Energie in den SEE gespeichert und weniger Energie muss von den kontraktiven Elementen generiert werden. Hierdurch ist zwar die „Effizienz der positiven Arbeit“ höher, aber es bedeutet nicht, dass mehr Arbeit geleistet werden kann.

BOBBERT et al. (1996) haben für die Sprungform „Countermovement Jump“ (CMJ) dargestellt, dass die Speicherung von elastischer Energie sich nicht in einer größeren Sprunghöhe äußert: Der Unterschied ist dabei nicht in der Speicherung von elastischer Energie zu sehen, sondern in einem schnelleren Anstieg der Kraft. Sie merken an, dass der Betrag an gespeicherter Energie in den serienelastischen Elementen zu Beginn der konzentrischen Phase nicht von dem Betrag der „negativen Arbeit“ determiniert ist, sondern durch die Kraft zu Beginn der „push-off“ Phase. WILSON et al. (1994) haben in diesem Zusammenhang gezeigt, dass der Kraftanstieg (rate of force development) für die athletische Leistungsfähigkeit eine wichtigere Rolle spielt als die Speicherung von Energie.

Der Nachweis anhand isolierter Muskelpräparationen zeigt, dass die Dehnung von aktivierten Muskeln keine Speicherung von mechanischer Energie (in den Querbrücken oder in weiteren Elementen) verursacht, welche die Arbeit in der nachfolgenden Verkürzungsphase merklich erhöht. Dennoch, die verbleibende Krafterhöhung nach einer Dehnung, die bei isolierten Muskeln beobachtet wurde, beinhaltet einen Mechanismus, durch den die mechanische Leistung der Körpermuskeln bei einem DVZ erhöht wird. TAKARADA et al. (1997) vermuten die Ursache für diese zusätzliche mechanische Leistung in einer Erhöhung der Unregelmäßigkeit des hexagonalen Myofilamentgitters durch die Dehnung, was eine Erhöhung des elektrostatischen Potentials bewirkt und einen zusätzlichen Effekt für die Generierung von aktiver Muskelspannung darstellt. Zudem stellt EDMAN (1997) fest:

*“However, the magnitude of this potentiation effect will depend on the length of the muscle at the end of the stretch. The contractile potentiation may thus be relatively large at greatly extended muscle lengths”.*

Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass die Querbrückenbindungsstärke mit der Enge des Aktin Myosin Strukturgitters zunimmt, so dass bei großen Sarkomerlängen (z.B. in Form von längeren oder gedehnten Muskeln) und somit engeren Strukturgittern eine höhere Bindungskraft zwischen den kontraktilen Proteinen vorzufinden ist (EDMAN 1999).

In der Literatur werden die Längenbereiche für das elastische Verhalten bei einer Muskeldehnung mit 1 - 4 %, bezogen auf die Ausgangslänge, angegeben (RACK / WESTBURY 1974; HUFSCHMIDT / SCHWALLER 1987). Aufgrund der bei Drop Jumps beobachteten Gesamtlängenveränderungen des tendomuskulären Systems von 6 - 8 % für die negativ dynamische Bodenkontaktphase und der Annahme, dass ein Großteil der Längenänderung vom serienelastischen System aufgefangen wird, kommt GOLLHOFER (1993) zu dem Schluss, dass

*„...zumindest ein großer Teil der Längenänderungen innerhalb der Grenzen, die im Geltungsbereich für die ‘short range elastic stiffness’ der Muskulatur liegen, stattgefunden haben kann.“*

Betrachtet man den Gesamtkomplex von kontraktilen Element und Sehne, so kann festgestellt werden, dass bei voller neuronaler Aktivierung die Stiffness von Muskel und Sehne nahezu die gleichen Werte aufweist. Bei geringeren muskulären Aktivierungen wird der Komplex deutlich elastischer („compliant“) aufgrund der geringeren Stiffness der kontraktilen Elemente (COOK / McDONAGH 1996). KUBO et al. (1999) konnten bei vergleichenden Sprungversuchen von Squat Jumps (SJ) und Countermovement Jumps (CMJ) bei unterschiedlichen Probandengruppen zeigen, dass ein nicht ganz so steifes Muskel- Sehnen System hinsichtlich der Nutzung von elastischer Energie während des DVZ effizienter ist. BOBBERT (1990) stellt in diesem Zusammenhang deutlich heraus, dass die Sprungtechnik den Leistungsoutput der Muskeln stark beeinflusst. Dies ist mit den Ergebnissen von WALSHE / WILSON (1997) zu diskutieren, die bei den dort so genannten „compliant jumps“ deutlich höhere Sprunghöhen infolge von hohen Belastungen feststellen konnten. Bei hohen Fallhöhen verändert sich aber, wenn die Sprungtechnik nicht kontrolliert wird, das Sprungverhalten von einem „bouncing“ und damit reaktiv durchgeführten DJ in einen „countermovement“ DJ, wodurch viele Veränderungen in den mechanischen Leistungsmerkmalen erklärt werden können. Daher folgert BOBBERT (1990), dass im Falle einer kontrollierten und unveränderten Sprungtechnik keine Unterschiede bei den Gelenkmomenten, dem Leistungsoutput oder der Sprunghöhe zwischen Sprüngen aus 20 cm und 60 cm zu beobachten sind.

Obwohl diese Autoren demnach teilweise feststellen, dass eine verringerte Stiffness die Leistungsfähigkeit und die Energiespeicherung und Nutzung verbessert, muss dennoch gefolgert werden, dass bei schnellen DVZ Bewegungen wie z.B. beim Sprint mit Kontaktphasen von  $\sim 100$  ms bzw. reaktiven Drop Jumps die schnelle Entwicklung der Kraft von größter Bedeutung und somit eine steiferes Muskel- Sehnen System vorteilhafter ist (WILSON et al. 1994). Die Erhöhung der Stiffness in den unteren Extremitäten während der Ausführung eines DVZ verändert die Mechanik und Kinematik der Interaktion des Körpers mit dem Boden. Als Beispiel hierfür kann angeführt werden, dass eine größere Stiffness der Beine zu kürzeren Bodenkontaktzeiten und einem geringeren Amortisationsweg des Körperschwerpunktes während des Bodenkontaktes führt (FARLEY / MORGENROTH 1999). Die Autoren konnten dies anhand des Unterschiedes beim Hüpfen mit bevorzugter Sprunghöhe und maximaler Sprunghöhe feststellen, wobei der Unterschied hauptsächlich durch die deutlich erhöhte „Leg- Stiffness“ beim maximalen Hüpfen bestimmt war. Dabei zeigten Veränderungen der Stiffness im Sprunggelenk die größten Auswirkungen auf die Stiffness der gesamten Beine.

Bezüglich der Nutzung und Wiederfreigabe der gespeicherten Energie während der exzentrischen Phase stellten BOBBERT et al. (1996) fest, dass die gespeicherte elastische Energie zwar die Effizienz der positiven Arbeit erhöht, aber nicht den Betrag an positiver Arbeit, der während der konzentrischen Phase geleistet werden kann. Demgegenüber macht HOF (1997) deutlich, dass es im Falle von Bewegungen mit wesentlichen Beträgen von negativer „Bremsarbeit“ von Vorteil ist, diese „negative“ Arbeit durch die Dehnung der elastischen Elemente zu speichern und sie in der konzentrischen Phase wieder zu nutzen. Bestätigt wird dies anhand von in vivo Messungen der Sehnenkräfte und Muskelfaserlängenänderungen im lateralen M. gastrocnemius bei laufenden Truthähnen. Dabei konnten ROBERTS et al. (1997) zeigen, dass die Wiederfreisetzung von elastischer Energie mehr als 60% der positiven Arbeit des Muskel- Sehnen Komplexes generierte. Die folgende Abbildung stellt diesen Sachverhalt dar.

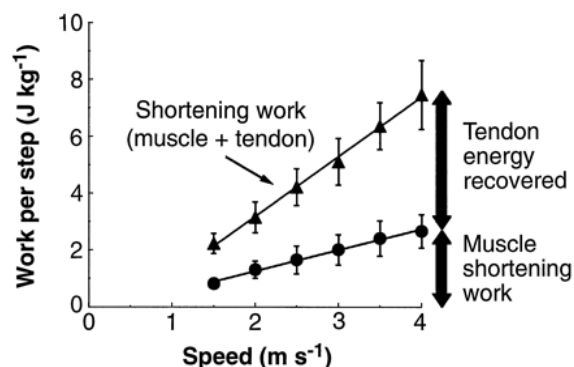


Abb. 2–6: Die geleistete Arbeit während der Verkürzung der lateralen M. gastrocnemius Muskel – Sehnen Einheit ( $\blacktriangle$ ) und der isolierten aktiven Muskelfasern ( $\bullet$ ) während der Stützphase als Funktion der Geschwindigkeit. Die Freisetzung von elastischer Energie der Sehne, die Differenz zwischen den beiden Linien, kann als Ursache für mehr als 60 % der Arbeit während der Verkürzungsphase angesehen werden (exzentrische Arbeit wurde vernachlässigt). Die Wiedereinbringung der Sehnenenergie wurde aus der Muskelkraft und der Sehnensteifigkeit berechnet. Bei jedem der Tiere wurden 10 Schritte analysiert. Die Datenpunkte stellen die Mittelwerte und Standardabweichungen von 5 Tieren dar. (Aus: ROBERTS et al. 1997).

Diese unterschiedlichen Sichtweisen bezüglich der Speicherung und Nutzung von elastischer Energie bei Bewegungen im DVZ beruhen sehr stark auf der Tatsache, dass von den unterschiedlichen Autoren verschiedene als DVZ bezeichnete Bewegungsformen miteinander verglichen werden. Um ein einheitliches Begriffsverständnis hinsichtlich des DVZ und seinen spezifischen Besonderheiten zu prägen, muss auf die Forderung von KOMI / GOLLHOFER (1997) und KOMI (2000) zurückgegriffen werden, welche für einen effektiven DVZ neben neuromuskulären Aspekten eine kurze und schnelle exzentrische Phase sowie einen sofortigen Übergang von der Dehnung (exzentrische Phase) in die Verkürzung (konzentrische Phase) fordern. Die bisher dargestellte Analyse macht deutlich, dass hierzu vor allem die Zeitspannen, in der die Bewegung durchgeführt wird, beachtet werden müssen (ZATSIORSKY 1997). GOUBEL (1997) merkt dazu an:

*“The coupling time (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.”*

CURTIN et al. (1974) gaben dazu Werte für die durchschnittliche Zyklusdauer bei konzentrischen Kontraktionen von etwa 120 ms, bei isometrischen Kontraktionen von 340 ms an, wobei die Kontaktzeit der Querbrücken ungefähr 27% der Zyklusdauer ausmacht. Bei höherer Verkürzungsgeschwindigkeit treten nach STIENEN et al. (1978) und HUXLEY (1979 in FRICK 1993) wesentlich kürzere Kontaktzeiten der Querbrücken auf (15 ms bzw. 5 ms). Daher ist zu fordern, dass effektive Dehnungs- Verkürzungs- Zyklen in möglichst kurzer Zeit ( $\leq 100$  ms) mit geringen Muskellängenänderungen ( $\leq 3 - 5$  mm je nach Muskel) und hohen Dehnungsgeschwindigkeiten absolviert werden sollten, wenn die SRES (short range elastic stiffness) entscheidend zur elastischen Potenzierung beitragen soll (FRICK 1993). WALSHE et al. (1998) haben bei Vergleichen von konzentrischen Squat Jumps, konzentrischen Squat Jumps mit isometrischer Vorkontraktion und SSC Squat Jumps festgestellt, dass bei einer konzentrischen Bewegung auf einem höheren aktuellen Kraftniveau während der ersten 300 ms dieser konzentrischen Phase mehr Arbeit durch die Muskulatur geleistet werden kann. Dies lässt die Autoren zu dem Schluss kommen, dass eine Leistungspotenzierung nur dann signifikant zur Erhöhung der muskulären Arbeit beitragen kann, wenn die konzentrische Phase dieser Bewegungen unter 300 ms liegt.

Die Bedeutung der kurzen Bodenkontaktzeit von DJ's für die Leistungserhöhung bei der reaktiven Sprungleistungsfähigkeit konnten YOUNG et al. (1999) anhand eines Trainingsexperimentes zeigen. Dabei verbesserte sich die Gruppe, die mit kurzen Bodenkontaktzeiten und maximalen Drop Jumps trainierte, bezüglich ihrer reaktiven Kraft innerhalb von 6 Wochen um 20 %, während die Gruppe, die nur maximal hohe DJ's ausführen musste, nur eine 0,5 %ige Verbesserung bei der Reaktivkraft verzeichnen konnte. Sie stehen dabei im Einklang mit BOBBERT (1990), wenn sie folgern, dass die DJ Technik in großem Maße die mechanischen Parameter beeinflusst. Aus den oben dargestellten Gründen ist es somit nachvollziehbar, dass die reaktive Sprungleistung, d.h. die Leistung beim DVZ, anhand der Sprunghöhe und der Kontaktzeit relativ gut und schnell beschrieben werden kann (NEUBERT 1999).

### **2.3 Neuronale Aktivierungsmechanismen und muskuläre Aspekte beim DVZ und deren Auswirkungen**

Nicht nur die mechanischen Aspekte der Bewegung und Belastung sind beim DVZ von entscheidender Bedeutung, sondern auch deren Zusammenhang mit neuromuskulären Aktivierungsmechanismen. So folgerten PERTTUNEN et al. (2000), dass durch die auftretenden hohen Kräfte und Druckverhältnisse an der Fußsohle beim Dreisprung hohe Anforderungen an die neuromuskuläre Kontrolle und Leistung gestellt werden. BOSCO et al. (1976 in BOSCO et al. 1979) ermittelten beim Weit- und Hochsprung Bodenreaktionskräfte von bis zu 6 - 9 kN während der Bremsphase (Amortisationsphase), was die Forderung nach einem gut koordinierten und funktionierendem neuromuskulären System bei der Ausführung von sehr schnellen reaktiven Bewegungen unterstützt.

Eine Reduktion der Besonderheiten des DVZ auf die mechanischen Aspekte kann nur unvollständig zur Erklärung von belastungsbedingten Veränderungen bei reaktiven Sprungbelastungen beitragen. Eine gute reaktive Fähigkeit ist nicht nur auf einem entsprechend ausgebildeten muskulären Potenzial begründet. Von entscheidender Bedeutung ist auch wie das Nervensystem die Muskulatur innerviert und damit die mechanischen Eigenschaften des Bewegungsapparates kontrolliert (GOLLHOFER 1995). Aus diesem Grunde müssen zur weiteren Erhellung von Anpassungsmechanismen an Belastungsvariationen neben muskelphysiologischen Aspekten auch die neuromuskulären Steuer- und Regelungsmechanismen in Betracht gezogen werden (vgl. SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1985).

Daraus lassen sich die folgenden neuronalen und muskelphysiologischen Aspekte als leistungsrelevante Parameter für einen effektiven DVZ ableiten:

- Die Muskulatur muss vor der exzentrischen Phase voraktiviert sein.
- Durch die kurze und schnelle exzentrische Phase (hohe Dehnungsgeschwindigkeit) kommt es zur Aktivierung von Reflexen und dadurch zur Erhöhung der muskulären Kraftentwicklung und einer entsprechend hohen SRES.
- Nach ca. 120 ms kann die vorprogrammierte Bewegung durch willkürliche Aktivierungsbeiträge unterstützt werden.
- Muskelphysiologische und koordinative Aspekte beeinflussen die Leistungsfähigkeit zusätzlich.

Um möglichst viel der negativ dynamisch einwirkenden Energie in den SEE zu speichern, ist es wichtig, dass die beteiligte Muskulatur bereits vor dem Dehnungsbeginn neuronal aktiviert ist. Die Vorinnervation dient zur optimalen Vorbereitung der Arbeitsmuskulatur. Sie wird nach DIETZ et al. (1979) und MELVILL JONES / WATT (1971 b) als Bestandteil eines zentralen Bewegungsprogrammes angesehen, das von supraspinalen Zentren ausgelöst wird (DESMEDT / GODAUX 1977). Drop Jumps (mit Bewegungszeiten von ca. 200 ms) können daher als „geschlossene Fertigkeiten“ angesehen werden, da das hierzu benötigte Bewegungsprogramm bereits vor dem Auftreffen der Beine auf dem Boden fertig programmiert vorliegen muss (GOLLHOFER 1993).

Diese Voraktivierung kann wie folgt verstanden werden: Führt ein Mensch oder ein Tier einen Niedersprung aus, erhöht sich die Aktivität der extensorischen Beinmuskulatur während der Flugphase bereits vor dem Bodenkontakt (GRILLNER 1972; 1981). Die Amplitude dieser muskulären Aktivität verhält sich proportional zur Fallhöhe und ist auf den erwarteten Zeitpunkt des Bodenkontaktes zeitlich abgestimmt (SANTELLO / McDONAGH 1998). MELVILL JONES / WATT (1971) konnten eine Abhängigkeit der muskulären Voraktivität des M. gastrocnemius von der zurückgelegten vertikalen Amplitude bei einem Schritt von einer Stufe abwärts zeigen. Die Erhöhungen der vertikal angelegten Stufen von 12,7 cm auf 25,4 cm verursachten dabei eine klare Zunahme der Voraktivierungsdauer von 113 ms auf 161 ms, eine weitere Zunahme der Stufenhöhe auf 38,1 cm verringerte die Voraktivierungsdauer wieder auf 152 ms. Ähnliche Beobachtungen wurden von den Autoren beim Springen mit der bevorzugten Sprungfrequenz gemacht. Hier lagen die Zeitspannen für die muskuläre Voraktivierung bei ca. 84 ms. Die Charakteristik dieser Veränderungen veranlasst die Autoren davon auszugehen, dass diese Voraktivität von höheren Zentren programmiert wird (WITTEKOPF et al. 1991), wobei das korrekte Timing und die Abfolge der Muskelkontraktionen durch vorausgegangene Erfahrungen erlernt wurde. Ein ähnliches Verhalten bezüglich der Voraktivierung wurde auch bei Fangübungen von JOHANSSON / WESTLING (1988) festgestellt. Sie konnten beobachten, dass die Aktivität der betroffenen Muskulatur bereits vor dem erwarteten Auftreffen eines Balles deutlich erhöht war.

Somit kann also mit DIETZ (1992) gefolgert werden, dass die Art und das Timing der muskulären Aktivität vor dem Bodenkontakt bei Drop Jumps von der Erwartung des Moments des Bodenkontaktes abhängt. Für die programmierte EMG Aktivität dieser Bewegungen wird angenommen, dass sie angeboren ist und auf einem spinalen und / oder Hirnstamm Niveau generiert wird.

Die funktionelle Aufgabe dieser Voraktivierung liegt dabei in zweierlei Funktionen begründet:

Ein erster Aufgabenbereich kann dabei in der Bereitstellung einer optimalen Muskelstiffness zum Zeitpunkt des Beginns der exzentrischen Muskelbelastung gesehen werden. So sorgt z.B. beim Drop Jump die Voraktivierung des M. triceps surae für eine hohe Spannung in der Achillessehne zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes. Aufgrund der schnellen Änderungen der Achillessehnenanspannung durch die großen Gelenkmomente kommt es während der frühen Phasen des Bodenkontaktes zu Deformationen der Sehne und dadurch zur Speicherung von elastischer Energie (BRÜGGEMANN et al. 2000). Die dafür benötigte Stiffness an einem Gelenk hängt von vielen Faktoren ab, insbesondere aber von der muskulären Aktion (NIELSEN et al. 1994; FARLEY / MORGENROTH 1999), was auch von GOLLHOFER et al. (1995) anhand der reflexinduzierten Veränderung der Achillessehnenanspannung belegt werden konnte.

Ein zweiter Aufgabenbereich ist in der Sensibilisierung der Muskelspindeln auf die aktuelle Muskellänge durch die Koaktivierung der  $\alpha$  und  $\gamma$  Fasern (BURKE et al. 1978) zu sehen. Diese Koaktivierung dient dazu, das tendomuskuläre System auf die bevorstehende Dehnungslast einzustellen (GOLLHOFER 1993), indem es für eine optimale Sensibilisierung der Muskelspindeln sorgt und eine Innervationsbasis schafft, in welche die späteren Reflexbeiträge integriert werden können (DIETZ et al. 1981). GREGORY et al. (1998) haben in diesem Zusammenhang anhand unterschiedlicher Stärken der Vorkontraktion gezeigt, dass bereits eine willentliche Kontraktion von 5 % der MVC (maximum voluntary contraction) die Reflexaktivität um mehr als das Zweifache erhöht.

Bei einer Kontraktion von 10 % MVC verdoppelte diese sich wiederum. Eine weitere Erhöhung der Kontraktionsstärke auf 25 % MVC brachte allerdings keine zusätzliche Erhöhung in der Reflexaktivierung mehr mit sich. Auf die Voraktivierung beim SSC bezogen, könnte dies bedeuten, dass die Voraktivierungsstärke bis zu einem gewissen Grad des MVC deutliche Erhöhungen in der Reflexaktivität bewirkt, nochmalige Steigerungen dann aber zu keinen weiteren Effekten in der Reflexhöhe mehr führen. Ähnliche Ergebnisse liefern die Untersuchungen von MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY (1989), die eine Abhängigkeit der Reflexaktivität von unterschiedlichen Stärken der reflexauslösenden Drehmomente von 12 - 50% des MVC zeigen konnten. Dabei zeigte sich in ihren Versuchen, dass bei größerer einwirkender Kraft ein höherer anfänglicher Anstieg der Reflexaktivität des M. soleus zu beobachten war.

HORITA et al. (unveröffentlicht zitiert nach AVELA / KOMI 1998; HORITA et al. 1996) haben herausgefunden, dass beim DJ die Voraktivität der Muskulatur mit der Muskelstiffness während der frühen Phase des Bodenkontaktes ( $p < 0.05$ ) mit dem „short latency stretch reflex“ des M. vastus lateralis korrelierte ( $p < 0.001$ ). Daraus folgern die Autoren, dass die durch die Voraktivierung verursachte hohe Stiffness vor dem Bodenkontakt für eine hohe Stiffness nach dem Aufprall sorgt. Dies kann dann die gesamte DJ Bewegung beeinflussen, wie es z.B. anhand der hohen SRES, den kurzen Bodenkontaktzeiten und der Ökonomisierung der Bewegung gezeigt wurde.

Somit müssen die Voraktivierung und die Reflexaktivität in direktem Zusammenhang miteinander gesehen werden: Die muskuläre Aktivität vor dem Bodenkontakt schafft die notwendige Basisaktivierung, von der die Wirkungsstärke der nachfolgenden Reflexbeiträge abhängt.

Hinsichtlich der Wirkungsstärke und der auslösenden Mechanismen der Reflexbeiträge haben HOFFER / ANDREASSEN (1981) beim M. soleus der Katze gezeigt, dass die Kraftzuwächse aufgrund von Dehnungsreflexen zwischen dem 1,3 und 2,9 fachen höher sind als die intrinsischen Kraftzuwächse. Zudem konnten sie feststellen, dass sich die Muskelstiffness durch Reflexe im Vergleich zu einem Muskel ohne Reflexaktivität deutlich erhöht. ALLUM / MAURITS (1984) konnten beim menschlichen M. triceps surae eine Verdopplung der Stiffness durch den Dehnungsreflex beobachten. DUNCAN / McDONAGH (2000) konnten anhand von Fallversuchen, bei denen die Probanden anstelle der erwarteten Fallhöhe von 0,45 m bei 0,70 m landeten, zeigen, dass die muskuläre Aktivität mit ihren Spitzenwerten bei etwa 47 - 53 ms nach dem Bodenkontakt nur bei den tatsächlichen Landungen auftrat und im Vergleich zu den erwarteten Landungen 2,3 (M. gastrocnemius) bzw. 2,4 fach so hoch waren. Dies unterstützt die Annahme, dass diese muskuläre Aktivität nicht vorprogrammiert ist und daher als Reflexantwort betrachtet werden kann. Die Latenzzeiten, die bei Drop Jumps für den Beginn der erhöhten IEMG Aktivität nach dem Bodenkontakt gefunden wurden, sprechen für das Auftreten von „short- latency spinal stretch reflexes“ und sind zudem als zu kurz für supraspinale Aktivierungsmechanismen anzusehen (THILMANN et al. 1991). Das Auftreten von höheren muskulären Aktivitätsspitzen ca. 40 - 60 ms nach dem Auftreffen auf dem Boden wurde von GREENWOOD / HOPKINS (1976) bei ähnlich konzipierten Gehversuchen mit unerwarteten Vertiefungen beim Auftreten gefunden, die sie als nicht vorprogrammiert ansahen und damit als Reflex klassifizierten.

Somit können also nach einer kräftigen Dehnung eines aktivierten Muskelsystems hohe Reflexaktivitäten erwartet werden (DIETZ et al. 1984; GOLLHOFER / SCHMIDTBLEICHER 1989;

GREENWOOD / HOPKINS 1977; MELVILL JONES / WATT 1971). Für die Ausprägung der Art und der Stärke der Reflexantworten werden in der Literatur unterschiedliche Mechanismen verantwortlich gemacht.

Schon bei Geschwindigkeiten von 1.2 - 1.9 rad/s (entspricht ca. 70 - 110°/s) bei passiven Dorsalflexionen im Sprunggelenk wurden reflexbedingte Steigerungen in der Spannung der Achillessehne von 200 - 500 % gegenüber der rein passiven Dehnung ohne Reflex EMG Potential gemessen (KOMI / GOLLHOFER 1997; NICOL / KOMI 1999; KOMI 2000). Dies bedeutet, dass die Reflexaktivität von der Dehnungsgeschwindigkeit abhängig ist.

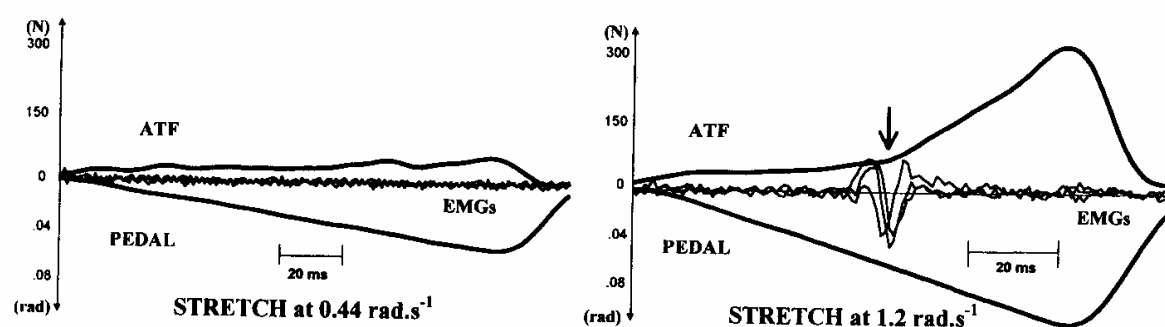


Abb. 2-7: Achillessehnenkräfte (ATF) und EMG's von den Mm. soleus, gastrocnemius caput lateralis und medialis bei zwei unterschiedlichen Rotationsgeschwindigkeiten eines Fußpedals (0,44 und 1,2 rad/s). Die langsame Dehnung verursachte keine EMG Antworten und konsequenterweise auch keine Veränderungen in der ATF während der rein passiv verursachten Dehnung. Bei der schnelleren Dehnung (1,2 rad/s) deutet der Pfeil auf den Beginn des Anstiegs der ATF. Die zeitliche Verzögerung zwischen den erhöhten EMG Werten und dem Beginn der Spannungserhöhung beträgt 11 - 12 ms. (Aus: NICOL / KOMI 1999).

Neben der Abhängigkeit der Reflexantwort von der Dehnungsgeschwindigkeit stellten GOTTLIEB / AGARWAL (1979) ferner Abhängigkeiten von der Dehnungsamplitude fest. Dies konnte GOLLHOFER (1993) aber nicht bestätigen und verneint daher die Abhängigkeit der Reflexantwort von der Dehnungsamplitude. Analog können die Erkenntnisse von SINKJAER et al. (1988) verstanden werden, die herausgefunden haben, dass alle Beiträge zur Gelenkstiffness (intrinsische oder reflexmodulierte) sich als nahezu unabhängig von der Dehnungsamplitude (2 - 7°) erwiesen haben. Ergänzend hierzu konnten WEISS et al. (1986) eine Abhängigkeit der Reflexaktivität des M. triceps surae von der Gelenkposition im Sprunggelenk beobachten. Dabei zeigte sich mit der Zunahme der Dorsalflexion eine erhöhte Reflexaktivität, bei einer vermehrten Plantarflexionsstellung verringerte sich die Amplitude der EMG Antwort deutlich (vgl. Abb. 2-8).



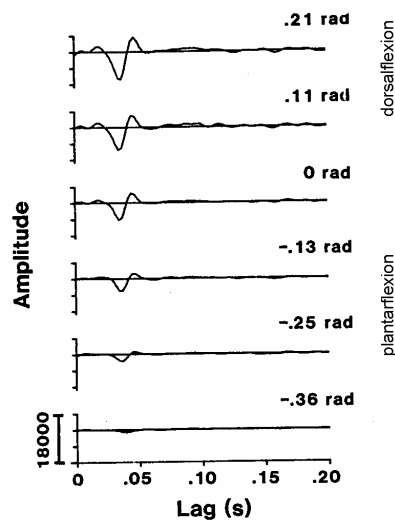


Abb. 2–8: Dehnungsreflexe des *M. triceps surae* bestimmt bei 30% MVC tonischer Kontraktion des Muskels und Gelenkwinkeln im Sprunggelenk von  $-0,36$  rad ( $20,6^\circ$  plantarflexion) bis  $0,21$  rad ( $12,0^\circ$  dorsalflexion). (Aus: WEISS et al. 1986).

Das durch den Reflex ausgelöste Aktivierungsmuster blieb aber in Abhängigkeit von der Gelenkstellung unverändert.

Somit können als Einflussgrößen für die Ausprägung der Reflexaktivität folgende Parameter angesehen werden:

- Grad der muskulären (Vor-) Aktivierung,
- Geschwindigkeit des Dehnungsreizes,
- Position des Gelenkes zum Zeitpunkt des Dehnungsbeginns.

Ein letzter Punkt, der im Zusammenhang mit der Ausprägung und Erscheinung von Reflexen zu klären ist, hängt mit den Auswirkungen zusammen, welche die vermehrte Reflexaktivität auf die Leistungsfähigkeit bzw. die Anforderungen an einen effizienten DVZ darstellt. Hierzu konnten NICHOLS / HOUK (1976) bei einer decerebrierten Katze zeigen, dass die SRES und der Reflexbeitrag auf eine Art und Weise zusammenwirken, die einen nahezu linearen Spannungsanstieg mit zunehmender Längenänderung bewirkt. Daraus folgern sie, dass der Dehnungsreflex die bestimmende Größe darstellt, die bei einer Vielzahl von Bewegungen die Stiffness erhöht und reguliert, wie auch SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1985) und NOTH (1985) zeigten. Da der Bewegungsbereich, in dem ein Muskel mit hoher Stiffness antworten kann, nur klein ist (RACK / WESTBURY 1974), muss er in sehr hohem Maße von der Stärke des Dehnungsreflexes beeinflusst werden (NICHOLS / HOUK 1976). Kommt es beim DVZ während der exzentrischen Phase zum Erreichen einer kritischen Spannung, so führt dies zu einem Nachgeben der Querbrücken des Aktin – Myosin Komplexes, begleitet von einem Verlust der in den Querbrücken gespeicherten Energie (FLITNEY / HIRST 1978; FORD et al 1978; JOYCE et al. 1969; RACK / WESTBURY 1974 in KOMI / GOLLHOFER 1997).

Von in vitro Studien ist bekannt, dass das Nachgeben von aktiven Querbrücken durch eine hohe muskuläre Aktivierung verhindert werden kann (KOMI / GOLLHOFER 1997). Diese vorbeugende intensive muskuläre Aktivierung kann am effektivsten durch das Stretch- Reflex- System überwacht

werden, welches sehr empfindlich gegenüber Längen- und Spannungsänderungen im Muskel-Sehnen-Komplex reagiert. Daher kann die schnelle, reflexinduzierte Querbrückenbindung eine wesentliche Rolle bei der Kraftentwicklung während der exzentrischen Phase spielen (KOMI 2000). Neben der Beeinflussung der SRES kann ferner eine Linearisierung im Spannungsverlauf eines Muskels während der Dehnung erreicht werden (HUFSCHMIDT / SCHWALLER 1987). Dies bedeutet, dass die Stiffness eines Muskels unter der Existenz und Regelung von Reflexen immer gleichbleibend ist, wie es HOFFER / ANDREASSEN (1981) beim M. soleus und Kräften von 25 - 100% des MVC gezeigt haben. Dieser Sachverhalt trifft aber nur für einen isoliert betrachteten Muskel, z.B. den M. soleus, zu. Analysiert man dagegen ein gesamtes Gelenk, so können durch das ZNS (Zentrale Nerven System) Mechanismen zugeschaltet werden, welche die Stiffness beeinflussen, so z.B. die Bereitstellung von zusätzlichen Kräften von agonistischen und antagonistischen Muskeln. In welchem Ausmaß die Reflexe zur Kraft- oder Arbeitserhöhung beitragen, ist des weiteren abhängig von der Zeitspanne, die zwischen dem sensorischen Input und dem Kraftoutput verstreicht. Dabei ist es von Bedeutung, ob die mechanische Wirkung bereits während der einwirkenden Dehnung auftritt, wie es KOMI / GOLLHOFER (1997) vermuten, oder ob sie die Leistungsfähigkeit erst während der konzentrischen Phase erhöht, wie WINTER (1997) postuliert. Ausschlaggebend sind hierbei unterschiedliche Sichtweisen und Erkenntnisse zur elektromechanischen Verzögerung (electromechanical delay - EMD). Dabei wird von VAN INGEN SCHENAU et al. (1997) vorgeschlagen, für die funktionelle Bestimmung nicht das EMD heranzuziehen (z. B. ca. 42 - 46 ms bei ungedehnter ischiocruraler Muskulatur nach JÖLLENBECK 1998), sondern die Kreuzkorrelation vom variierenden Input (gleichgerichtetes EMG) und der entsprechenden Variation der Kraft. Die Autoren haben hier Verzögerungen von 90 - 100 ms festgestellt (VAN INGEN SCHENAU et al. 1995 zitiert nach VAN INGEN SCHENAU et al. 1997 b). Zusammen mit den 30 - 40 ms der Latenzzeit (LATASH 1998) beträgt die Zeitspanne ca. 130 ms, bis die Reflexe zu Veränderungen der Kraft führen. Dies kann somit erst in den späten Phasen des Bodenkontaktes zu effizienten Veränderungen führen. Demgegenüber stehen Untersuchungen von SINKJAER et al. (1988), die zeigen konnten, dass der Beitrag der Reflexe zur Gesamtstiffness im Sprunggelenk ~50 ms nach dem Beginn der Dehnung messbar war und nach 150 - 300 ms den Spitzenwert erreichte. NICOL / KOMI (1999) haben bei Untersuchungen zum Beitrag der Reflexaktivität auf den Kraftoutput an der Achillessehne durch in vivo Messungen mit in die Achillessehne implantierten „buckle transducern“ Werte für das EMD von 13 - 15 ms gemessen und diese Zeitspannen in weiteren Untersuchungen mittels Elektrostimulation und Optofiber Messungen bestätigt (KOMI 2000). Auch DIETZ et al. (1979) konnten zeigen, dass sogar bei nur sehr kurzen Bodenkontaktzeiten, wie sie z.B. beim Sprint vorkommen (120 ms), die durch die Reflexaktivierung ausgelösten mechanischen Auswirkungen noch zur Leistungserhöhung beitragen können.

Zusammenfassend kann insgesamt angeführt werden, dass aus folgenden Gründen das Reflexsystem als Hauptverursacher für die intensive muskuläre Aktivierung bei Bewegungen im DVZ angesehen werden kann (KOMI / GOLLHOFER 1997):

1. Beim M. gastrocnemius treten die Reflexaktivitäten ca. 40 - 45 ms nach dem Bodenkontakt auf (vgl. THILMANN et al. 1991). In Abhängigkeit vom Muskel und der Größe des Probanden

stimmen diese Latenzen sehr gut mit den Dehnungsantworten nach mechanischer Stimulation überein.

2. Kraft - Längen und EMG - Längen - Diagramme zeigen, dass sich 45 ms nach dem Kontakt der M. triceps surae in einer isometrischen Kontraktion befindet, die normalerweise über 80 ms oder weniger andauert. Diese Latenzen und auch die Dauer stimmen sehr gut mit dem Vorkommen der „short latency component“ (SLC) und der „medium latency component“ (MLC) überein.
3. Der Dehnungsreflex sorgt für eine hohe Linearität in der muskulären Stiffness (NICOLS / HOUK 1976; HUFSCHMIDT / SCHWALLER 1987).
4. Die oben dargestellten Aspekte sind teilweise verantwortlich für die Beobachtung, dass die mechanische Effizienz beim natürlichem DVZ höher ist als bei einer rein konzentrischen Ausführungsform.

Erst etwa 120 ms nach Dehnungsbeginn können die Reflexbeiträge durch willkürliche Aktivierungsbeiträge beeinflusst werden (MARSDEN et al. 1978; 1978 b), was deutlich macht, dass erst in dieser späten Phase die mechanischen Eigenschaften beim DVZ bewusst modifiziert werden können (LEE / TATTON 1978). Aufgrund der Forderung nach einer möglichst kurzen Bewegungsdauer, dürften diese sogenannten späten EMG Antworten („late EMG response“ - LER) bei kurzen DVZ (< 200 ms) nur noch eine untergeordnete Rolle für den Leistungsoutput spielen.

Insgesamt kann bezüglich der neuromuskulären Steuer- und Regelungsprozesse beim DVZ festgestellt werden, dass das Nervensystem des Menschen bis hinab auf die Ebene der monosynaptischen Reflexwege die Möglichkeit besitzt, die Empfindlichkeit und den Erfolg reflektorischer Antworten einzustellen. Somit kann gefolgert werden, dass sensorische Informationen die zentralen Bewegungsprogramme modifizieren können, so dass sich der Output des Zentralen Nervensystems (ZNS) an die speziellen Aufgaben anpassen kann (DIETZ 1992). Dies bedeutet, dass afferente Informationen die zentralen Bewegungsmuster beeinflussen und umgekehrt (KYRÖLÄINEN 1995). In dieselbe Richtung argumentieren SINKJAER et al. (2000), die sensorischen Feedbackmechanismen einen wesentlichen Beitrag zu den zentral programmierten motorischen Befehlen während der menschlichen Bewegung zuschreiben. Eine Anpassung an unvorhergesehene Störungen des erwarteten Bewegungsablaufs verursacht unmittelbar schon beim ersten Bewegungsversuch eine entsprechende Veränderung im neuromuskulären Antwortmuster. Dies wird durch die Integration von vielfältigen und divergenten sensorischen Informationen erzielt (DIETZ 1992). So zeigen z.B. die Ergebnisse von Elektrostimulationsversuchen während der unterschiedlichen funktionellen Phasen des Drop Jumps, dass es kritische Phasen im Aktivierungsprogramm der beteiligten Muskeln gibt, die das motorische Produkt leistungspositiv bzw. leistungsnegativ beeinflussen können (GOLLHOFER 1993; BAUERSFELD / VOSS 1992). Dies lässt GOLLHOFER (1993) zu dem Schluss kommen, dass eine reflektorische Aktivierung stets in die Bewegung integriert wird und den physikalischen Bedingungen, in denen sie hervorgerufen wird, entsprechen muss. Ergänzend hierzu zeigt eine Untersuchung von ZANDWIJK et al. (2000) anhand des Vergleiches der EMG Muster von maximal und submaximal ausgeführten SJ's, dass im ZNS Schablonen von motorischen Programmen für Bewegungsklassen vorliegen, deren Ausprägung vom

Setzen bestimmter Parameter (z.B. afferenter Beiträge) abhängt. Dies äußerte sich in einfachen Reduktionen der Aktivierungsamplitude oder zeitlichen Veränderungen der Muskelaktivierungscharakteristik bei den getesteten Sprungformen.

Neben den bisher dargestellten neuromuskulären Aspekten der Spezifität und Leistungsfähigkeit im DVZ sind ergänzend noch einige muskelphysiologische, anatomische und koordinative Faktoren anzuführen, deren Existenz die Bewegungsmechanismen und den Leistungsoutput im DVZ mit beeinflussen können. Diese Faktoren betreffen auch zu Teilen die im vorangegangenen Kapitel (2.2) angesprochenen Mechanismen zur Leistungspotenzierung in Form der Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskulatur und die für die Kraftentwicklung zur Verfügung stehende Zeit.

Als ein erster Aspekt ist hierbei anzuführen, dass für mehrgelenkige Bewegungsaufgaben und optimale Leistungen bei Bewegungen im DVZ spezifische Muster der intermuskulären Koordination wichtig sind, um die Arbeitsfähigkeit der Muskulatur unter diesen Bedingungen effektiv zu nutzen (WALSHE et al. 1998). Bei diesen mehrgelenkigen Bewegungen, wie sie auch bei Sprungbewegungen zu finden sind, weisen neben der Plantarflexion des Sprunggelenkes auch das Knie- und Hüftgelenk hohe Extensionsgeschwindigkeiten auf. Dies führt zu geringeren Verkürzungsgeschwindigkeiten der mehrgelenkigen Muskeln, der Mm. gastrocnemius und rectus femoris. Aufgrund dieser geringeren Verkürzungsgeschwindigkeiten können diese zweigelenkigen Muskeln höhere Kräfte generieren (VAN INGEN SCHENAU et al. 1985). Genauer formulieren es JACOBS et al. (1993): Die eingelenkigen Beinmuskeln arbeiten während der Landung aufgrund der Flexion in den Gelenken exzentrisch und sind somit in der Lage, Energie in den SEE zu speichern bzw. in der nachfolgenden konzentrischen Phase wieder in konzentrisch wirkende Arbeit umzuwandeln. Die zweigelenkigen Muskeln (vorrangig M. rectus femoris und M. gastrocnemius) arbeiten dahingegen vorwiegend isometrisch bzw. mit nur geringen Dehnungsamplituden und unterstützen damit ebenfalls den Wirkungsgrad der SRES. Im Tierversuch konnte dies bereits bei der entsprechenden Muskulatur des Truthahns für den lateralen M. gastrocnemius mit Hilfe von „sonomicrometer crystals“ direkt nachgewiesen werden (ROBERTS et al. 1997), wie Abb. 2–9 zeigt.

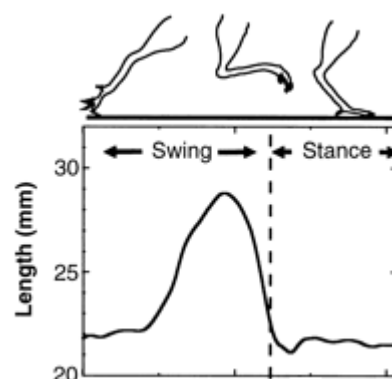


Abb. 2–9: Muskelfaserlänge des lateralen M. gastrocnemius von Truthähnen bei 3m/s Laufgeschwindigkeit während der Schwung- und der Bodenkontaktphase. (Aus: ROBERTS et al. (1997).

Allerdings wird dieser Sachverhalt noch sehr kontrovers diskutiert, wobei verschiedene Autoren während der exzentrischen Phase eine konstante Muskellänge (BELLI / BOSCO 1992 zit. nach KOMI 2000) oder sogar eine Verkürzung der beteiligten Muskulatur annehmen (GRIFFITHS 1991 zit. nach KOMI 2000).

Eine weitere koordinative Einflussgröße bei mehrgelenkigen Bewegungen ist in der Akzentuierung der Hauptaktivität der beteiligten Muskulatur zu sehen. So lassen sich z.B. Unterschiede in den bereits dargestellten Sprungtechniken „countermovement DJ“ (CDJ) und dem „bounced“ DJ (BDJ) am EMG nur anhand der Veränderungen der Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur (Mm. rectus femoris und vastus medialis) ablesen, die beim CDJ teilweise signifikant höhere Werte aufweisen (BOBBERT et al. 1987).

Abschließend sollen die muskelphysiologischen Einflussgrößen auf die Eigenschaften des DVZ dargestellt werden. Hierzu haben NARDONE et al. (1989) herausgefunden, dass bei exzentrischen und ballistischen Aktionen vor allem die von ihnen sogenannten L- Einheiten aktiviert wurden. Diese L- Einheiten waren durch eine hohe Reizschwelle und eine kurze „half-relaxation time“ gekennzeichnet, was sie als FT- Fasereinheiten charakterisiert. Daraus lässt sich folgern, dass durch exzentrische oder ballistische Muskelaktionen vorrangig die schnellen FT- Fasereinheiten rekrutiert werden. Ein Vorteil dieser Aktivierungscharakteristik kann darin gesehen werden, dass die Rate der Kraftentwicklung (Kraftanstieg) bei Probanden mit einem hohen Anteil an FT- Fasern deutlich größer ist, was in der schnelleren Rekrutierung der motorischen Einheiten der FT- Fasern begründet liegt (BOSCO et al. 1982). Dahingegen tragen aber größere Anteile an ST- Fasern mehr zur Speicherung der elastischen Energie bei, da hier eine längere Querbrückenbindungszeit zu beobachten ist. Ergänzend hierzu macht GOUBEL (1997) anhand von Untersuchungen von ALMEIDA-SYLVEIRA et al. (1994) und POUSSON et al. (1991) deutlich, dass sich eine trainingsbedingte Erhöhung des prozentualen Anteils an FT- Fasern in einer Verringerung der Stiffness der serienelastischen Komponenten (SEC) äußert. Diesbezüglich ist noch zu erwähnen, dass WALSHE / WILSON (1997) davon ausgehen, dass bei hohen Belastungen ein steiferes Muskel- Sehnen System nicht zu favorisieren ist, da hierdurch größere inhibitorische Afferenzen von den Golgi- Sehnenorganen ausgelöst werden können. Dies zeigte sich beim Vergleich der Sprungleistungen von Probanden die eine höhere Steifigkeit der unteren Extremitäten aufweisen („stiffer subjects“) und Probanden, mit einer etwas geringen Steifigkeit („compliant subjects“). Die Probandengruppen unterschieden sich bei den Fallhöhen von 20 - 60 cm nicht. Im Bereich der Höhen von 80 - 100 cm reduzierte sich allerdings die Sprungleistung der „stiffer subjects“ deutlich. Die Veränderung wird damit erklärt, dass der Körper bei hohen Lasten vor Schäden geschützt wird. Dies erfolgt durch das Feedback anhand der hemmenden Golgi- Sehnenorgane (GTO). Da bei den „stiffer subjects“ höhere Kräfte auftreten, kommt es zu einer Überlastung des Muskel- Sehnen Komplexes, der den hohen Lasten nicht mehr genügend Kraft entgegensetzen kann. Zu einer etwas geringeren Steifigkeit (compliant) trägt auch der Anteil an FT- Fasern bei, wodurch hohe Sprungleistungen ebenfalls bei schnellkräftigen Athleten zu erwarten sind.

Diese beiden vorausgegangenen Kapitel zusammenfassend soll an dieser Stelle ein graphischer Überblick der anhand der Literaturanalyse dargestellten Einflussgrößen des DVZ gegeben werden. Die mechanischen und physiologischen Parameter werden dabei phasenbezogen am Beispiel des DJ dargestellt. Dies soll dazu dienen, Möglichkeiten belastungsbedingter Einflussnahme auf den Leistungsoutput beim DVZ zu identifizieren und die dargestellten Sachverhalte zu verdeutlichen.

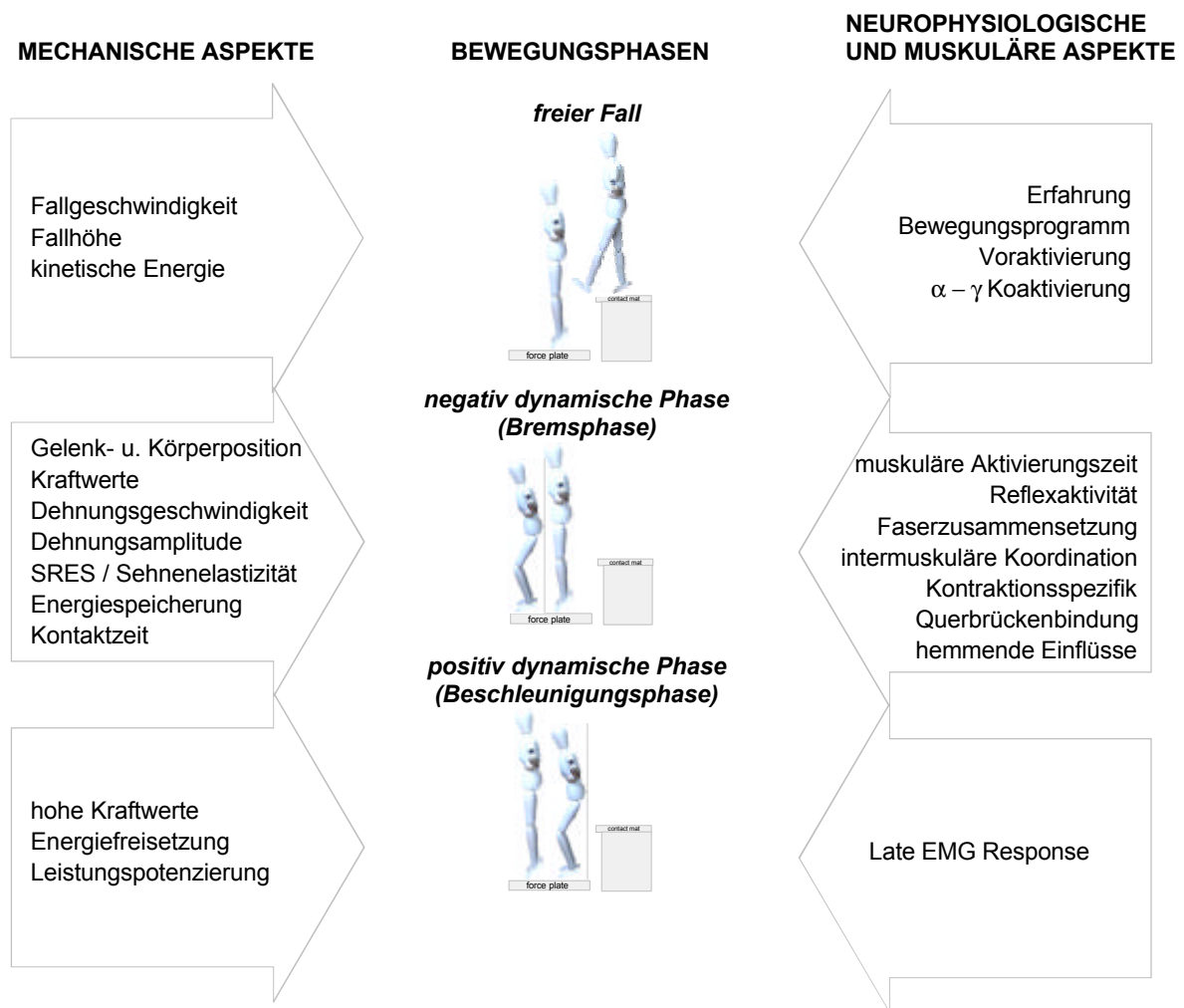


Abb. 2–10: Graphische Darstellung mechanischer, neurophysiologischer und muskulärer Einflussgrößen des DVZ.

## 2.4 Auswirkungen von Belastungsvariationen beim DVZ

Eine differenzierte Literaturanalyse zur Thematik „Belastungsvariation bei Bewegungen im DVZ“ ist Gegenstand des nachfolgenden Kapitels. Vor der Darstellung des aktuellen Forschungsstandes soll zunächst der Begriff der Belastung definiert bzw. dargestellt werden und in welcher Weise er im Rahmen dieser Arbeit verwendet wird. Dabei wird in dieser Arbeit von dem von GOLLHOFER (1993) dargestellten, alternativen Begriffsverständnis für die Belastung ausgegangen:

*„Belastungen können sowohl externe als auch interne Ursachen haben. Belastungsvariation kann durch Veränderungen in den externalen Verhältnissen erzielt werden: Bei der Fortbewegung zum Beispiel wirken veränderte Bodenbeschaffenheiten auf den Bewegungsapparat zurück und führen so zu Anpassungen in den neuromuskulären Aktivierungsprozessen. (...) Aspekte internaler Einflussgrößen sind u.a. die individuell festgelegten Kraft-Hebel-Verhältnisse der betroffenen Muskulatur, anatomisch festgelegte Muskelvolumina, (...). Unter diesen Bedingungen ist das neuromuskuläre System ebenfalls in jeder einzelnen motorischen Situation gezwungen, flexibel und variabel die entsprechende Aufgabensituation zu bewältigen. Sowohl entlastende als auch belastende Situationen erfordern eine flexible Anpassung. Während das Verständnis des externalen Belastungsbegriffs weitgehend mit der physikalischen Terminologie übereinstimmt, sind die internalen Bedingungen vorwiegend physiologischer Natur. Im Sport ist ihre strenge Trennung jedoch oft nicht möglich.“*

Die im folgenden dargestellten Literaturbeispiele unterschiedlicher Belastungssituationen bei Bewegungen im DVZ betreffen nach dieser Definition überwiegend die externe Komponente des von GOLLHOFER (1993) definierten Belastungsbegriffes. Dabei werden Veränderungen von externalen Faktoren über visuelle, vestibuläre, propriozeptive und/oder andere sensorische Kanäle wahrgenommen. Für eine koordinierte Ausführung der geforderten Bewegung und damit eine abgestimmte Aktivierung von Extensions- und Flexionsmuskulatur müssen dabei interne Erfahrungswerte mit externalen Anforderungen koordiniert werden (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1995).

Die durch Belastungen hervorgerufenen unmittelbaren Anpassungsmechanismen des Organismus, die in diesem Zusammenhang als Beanspruchungsreaktion bzw. Beanspruchung definiert werden, können vielfältiger Natur sein. Neben metabolischen, endokrinen und morphologischen Erscheinungen sind dabei vorrangig neuromuskuläre Reaktionen zu erwarten.

SALE (1988) stellt hierfür zwei grundlegende Möglichkeiten der Reaktion auf Belastungen für das neuromuskuläre System dar:

- Eine erhöhte Aktivierung der Muskulatur z. B. durch Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation.
- Veränderungen der Aktivierungscharakteristik von Synergisten und Antagonisten. So kann z.B. durch eine Reduktion der Antagonistenaktivität auch eine Veränderung des Leistungsoutputs verursacht werden (ENOKA 1997).

Neben der Belastung selbst ist für die Erforschung von unmittelbaren Anpassungsmechanismen bzw. Reaktionen des Organismus auf eine vorgegebene Belastung vor allem die Auswirkung von Belastungsveränderungen entscheidend. Hierfür kann folgendes Zitat von CAVANAGH (1990) angeführt werden:

„It is important to distinguish the effects of load per se from the effects of different rates of change of load.“

Dies kann so verstanden werden, dass nicht nur die Art der Belastung eine wichtige Rolle für die Analyse der Anpassungsmechanismen darstellt, sondern erst die Variation der Belastungsstärke innerhalb einer bestimmten Belastungsart dazu beitragen kann, die Reaktionen des Organismus auf entsprechende Anforderungen zu verstehen.

Im Verlauf der Literaturanalyse können unterschiedliche Belastungsanforderungen und Belastungsvariationen im Rahmen von Untersuchungen zum reaktiven Bewegungsverhalten bzw. DVZ bei Sprungbewegungen festgestellt werden. Hierüber gibt die nachfolgende Abbildung einen schematischen Überblick.

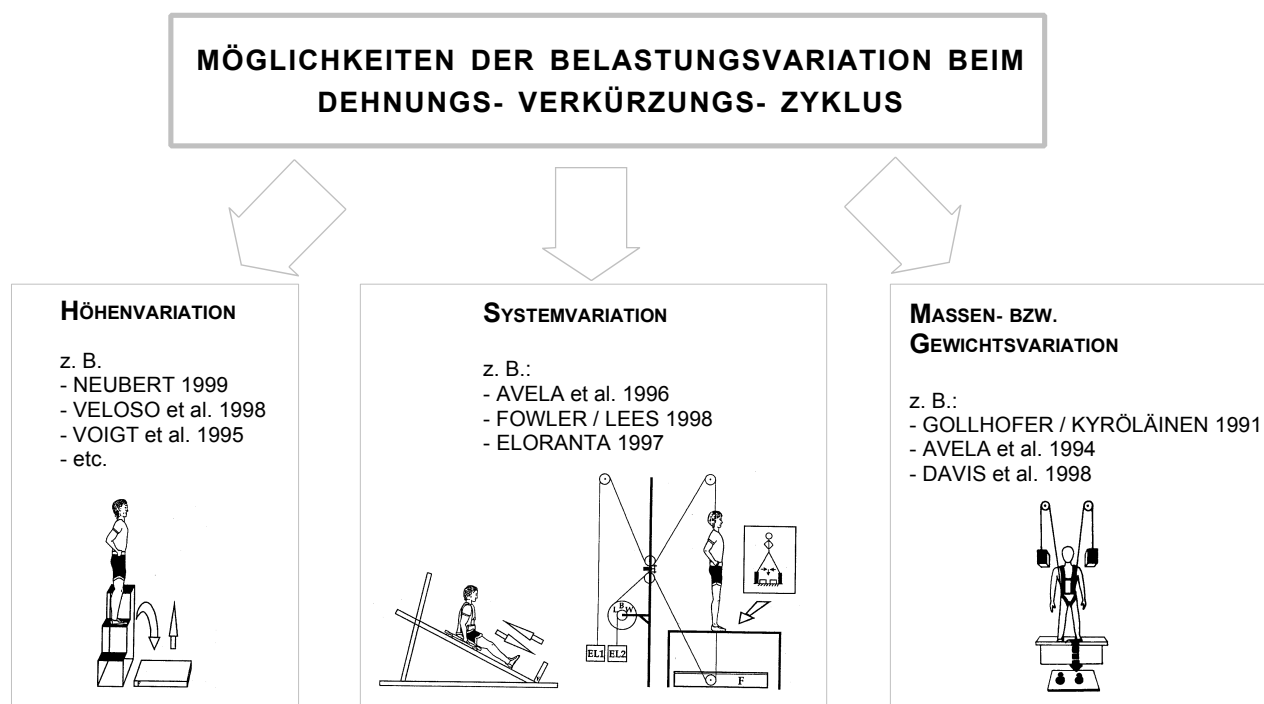


Abb. 2–11: Überblick über die, in der Literatur dargestellten, Möglichkeiten der Belastungsvariation bei Bewegungen im DVZ.

Abb. 2–11 macht deutlich, dass die, in der Literatur beschriebenen, Variationsmöglichkeiten der Veränderung der Art und Höhe der Belastung in drei Kategorien eingeteilt werden können:

1. Die Variation der Belastung erfolgt durch die Variation der Fallhöhe beim Drop Jump.
2. Eine weitere Möglichkeit ist in der Veränderung der Körpermasse bzw. des Körpergewichts bei DJ Bewegungen zu sehen.
3. Im Gegensatz zum freien Drop Jump finden Schlitten-, Pendel- oder Seilzugapparate („lifting block system“) als Variation des Sprungsystems ihre Anwendung.

Die Ergebnisse dieser unterschiedlichen Methoden zur Belastungsvariation sollen nachfolgend in Abhängigkeit von der Variationsart dargestellt werden.



### 2.4.1 Literaturanalyse Höhenvariation

Die, in der Literatur vorliegenden Untersuchungen, welche sich mit der Variation der Fallhöhe beschäftigten, beinhalten eine Versuchsanordnung innerhalb derer die Probanden Drop Jumps von unterschiedlich hohen Absprungplattformen durchführen mussten. Die Variation der Fallhöhe reicht dabei von 0,16 - 0,56 m (NEUBERT 1999) bis zu den in Trainingsexperimenten verwendeten Fallhöhen von 1,00 - 1,50 m (CLUTCH et al. 1983). Diese Art der Belastungsvariation ist in Abb. 2–12 schematisch dargestellt.

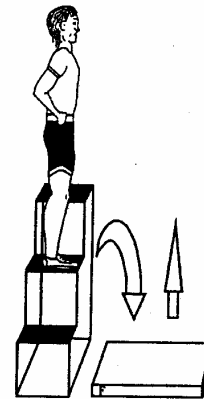


Abb. 2–12: Schematische Darstellung von Versuchsanordnungen zur Variation der Fallhöhe bei Drop Jumps. (Aus: AVELA et al. 1996).

Die dazu vorgestellten Forschungsprojekte weisen, wie oben bereits angeführt, keine einheitlichen Höhenvariationen auf, was mit den unterschiedlichen Zielstellungen der Untersuchungen und dem Leistungsstand der untersuchten Probanden zu erklären ist. Die ersten Versuche mit Variationen der Fallhöhe wurden von ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974) durchgeführt und analysiert.

Die durch diese Art der Belastungsvariation hervorgerufenen Veränderungen hinsichtlich der mechanischen Parameter sind in Tab. 2-1 zusammengefasst. Die Ergebnisse zeigen auf, dass die Vergrößerung der Fallhöhen von einer uneinheitlichen Reaktion der anschließenden Sprunghöhe bzw. Absprunggeschwindigkeit geprägt sind. ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974), BOSCO et al. (1979) und KYRÖLÄINEN (1995) konnten in Abhängigkeit der Fallhöhen bis zu einer „kritischen Fallhöhe“ Erhöhungen in der Sprunghöhe ausmachen, die sich bei weiterer Erhöhung der Fallhöhe wieder verringerte. Diese Veränderung zeigte sich auch in den betrachteten Energiewerten der positiv dynamischen Bewegungsphase. Demgegenüber zeigen sich bei GOLLHOFER (1987), VOIGT et al. (1995), WALSH / WILSON (1997) und VIITASALO et al. (1998) keine oder nur sehr geringe Veränderungen der anschließenden Sprunghöhen. Ähnliche Beobachtungen, dass große Veränderungen der Fallhöhe (von 10 - 100 cm) nur geringe Veränderungen (< 5 cm) der folgenden Sprunghöhe mit sich bringen, hat ZATSIORSKY (1997) gemacht. Dies hat ihn veranlasst zu folgern, dass die serienelastischen Elemente (SEE) als nicht sehr elastisch anzusehen sind und somit die negativ einwirkende Energie nicht entsprechend speichern und wieder freisetzen können. VAN INGEN SCHENAU et al. (1997 b) begründen diesen Sachverhalt aber damit, dass bei einer Erhöhung der Fallhöhe auch die geleistete negative Arbeit vergrößert wird, das Ausmaß der Kraft der kontraktiven Elemente aber limitiert ist. Daher wird die geleistete Arbeit eher als produzierte Wärme verschwinden als in den SEE gespeichert zu werden (BOBBERT et al. 1996). Steigerungen in der Sprunghöhe sind

lediglich bei AVELA et al. (1996) anhand der Zunahme der push-off Geschwindigkeit und tendenziell bei den sehr gut sprungtrainierten Athleten von VIITASALO et al. (1998) zu beobachten.

Tab. 2-1: Ergebnisse der Literaturanalyse bezüglich der Veränderung von mechanischen Parametern in Abhängigkeit von der Erhöhung der Fallhöhen

AUTOREN	HÖHEN-VARIATION	SPRUNG-HÖHE	KONTAKT-ZEIT	LEISTUNG	KRAFT-WERTE	WINKEL	WINKEL-GESCHW.
ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974)	23, 40, 69 cm	23-40cm: + 40-69cm: -		$E_{pos}$ +-			
BOSCO et al. (1979)	20 - 100 cm	bis 80cm: + ab 80cm: -	$t_{neg}$ : -- $t_{pos}$ : ++	$P_{pos}$ : --			knee <sub>neg</sub> : ++
SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982)	50, 110 cm		$t_{ges}$ : ++		$F_{max}$ : ++	hip: ++ knee: ++ ankle: +	
GOLLHOFER (1987)	15, 40 100 cm	0	$t_{ges}$ : ++		$F_{max}$ : +-	knee ++	knee <sub>neg</sub> : ++ knee <sub>pos</sub> : --
BOBBERT et al. (1987)	20, 40, 60 cm	0	$t_{neg}$ : 0 $t_{pos}$ : ++	$W_{neg}$ : ++ $W_{pos}$ : 0	$F_{max}$ : ++	hip: 0 knee: ++ ankle: +	hip <sub>neg/pos</sub> : 0/0 knee <sub>neg/pos</sub> : ++/0 ankle <sub>neg/pos</sub> : ++/0
KYRÖLÄINEN (1995)	OF ± 40 cm	$V_{push-off}$ : +-	$t_{ges}$ : ++		$F_{neg}$ : ++		knee <sub>pos</sub> : ++ ankle <sub>pos</sub> : ++
VOIGT et al. (1995)	30, 60, 90 cm	0		$P_{pos}$ : --		hip: ++ knee: ++ ankle: 0	
AVELA et al. (1996)	29, 46, 66 cm	$V_{push-off}$ : ++	$t_{neg}$ : 0 $t_{pos}$ : 0 $t_{ges}$ : 0		$F_{neg}$ : ++ $F_{max}$ : ++		knee <sub>neg</sub> : ++ ankle <sub>neg</sub> : ++
WALSHE / WILSON (1997)	20 - 100 cm	0	$t_{ges}$ : ++				
VELOSO et al. (1998)	25, 40, 55, 70 cm	+	$t_{ges}$ : 0		$F_{max}$ : ++		
VIITASALO et al. (1998) *	40 / 80 cm	0	$t_{neg}$ : 0 $t_{pos}$ : 0 $t_{ges}$ : 0		$F_{neg}$ : ++ $F_{pos}$ : +	hip: 0 knee: 0 ankle: 0	hip <sub>neg/pos</sub> : 0 knee <sub>neg/pos</sub> : 0 ankle <sub>neg/pos</sub> : 0
NEUBERT (1999)	16 - 56 cm	+	$t_{ges}$ : ++		$F_{max}$ : ++	knee: ++	

\* Veränderungen gelten für trainierte Dreispringer; + = leichte Erhöhung; ++ = signifikante Erhöhung; 0 = keine Veränderung - = leichte Verringerung; -- = signifikante Verringerung; v = Geschwindigkeit; neg = negativ dynamische Phase; pos = positiv dynamische Phase; ges = gesamte Bodenkontaktphase; E = Energie; P = mittlere Leistung; W = Arbeit

Bei den Kontaktzeiten ist infolge einer Belastungserhöhung mit Ausnahme der anteiligen Kontaktzeit in der negativ dynamischen Phase bei BOSCO et al. (1979) entweder keine Veränderung oder eine deutliche Zunahme der jeweiligen Anteile der Bodenkontaktzeit bzw. der Gesamtdauer zu beobachten. Die Auswirkungen der Fallhöhenenerhöhung auf die anschließende Sprunghöhe und die Kontaktzeit äußern sich dann auch bei zwei der o.g. Untersuchungen in der Leistung während der positiv dynamischen Phase. Die Ergebnisse von BOSCO et al. (1979) und VOIGT et al. (1995) zeigen, dass sich der Leistungsoutput mit der Belastungszunahme deutlich verringert, bei der Untersuchung von BOBBERT et al. (1987) verändert sich die Arbeit in der positiv dynamischen Phase nicht. Die übrigen dargestellten Parameter, phasenspezifische Kraftwerte, maximale Beugewinkel im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk sowie die Winkelgeschwindigkeiten, zeigen ähnliche Veränderungen wie sie bei der Bodenkontaktzeit zu beobachten sind. Eine Vergrößerung der Fallhöhe führt meist zu einer signifikanten Erhöhung der betrachteten Werte.

Die durch die Belastungsvariation „Fallhöhe“ beobachteten Veränderungen der neurophysiologischen Parameter sind in nachfolgender Tab. 2-2 dargestellt.

Tab. 2-2: Ergebnisse der Literaturanalyse bezüglich der Veränderung von neuromuskulären Parametern (IEMG Amplitude und Zeit) in Abhängigkeit von der Erhöhung der Fallhöhen

AUTOREN	HÖHEN-VARIATION	PRE	RIA	LER
SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982)	50, 110 cm	M. gastro.: ++ M. rectus f.: ++	M. gastro.: -- M. rectus f.: ++	
GOLLHOFER / SCHMIDTBLEICHER (1987)	16 - 100 cm	M. soleus: ++ M. gastro.: + M. vastus m.: ++	M. soleus: 0 M. gastro.: 0 M. vastus l.: 0	M. soleus: ++ M. gastro.: + M. vastus m.: ++
GOLLHOFER (1987)	15, 40 100 cm	M. soleus: + M. gastro.: -- M. vastus m.: ++	M. soleus: +- M. gastro.: -- M. vastus m.: ++	M. soleus: ++ M. gastro.: ++ M. vastus m.: +-
VOIGT et al. (1995)	30, 60, 90 cm		**M. soleus: - M. gastro.: - M. vastus l.: 0 M. rectus f.: + M. semiten.: - M. glutaesus: -	***M. soleus: 0 M. gastro.: -- M. vastus l.: 0 M. rectus f.: 0 M. semiten.: 0 M. glutaesus: 0
AVELA et al. (1996)	29, 46, 66 cm	M. soleus: ++ M. gastro.: ++ M. vastus l.: 0	**M. soleus: + M. gastro.: + M. vastus l.: ++	***M. soleus: 0 M. gastro.: + M. vastus l.: 0
VELOSO et al. (1998)	25, 40, 55, 70 cm	M. soleus: 0 M. gastro.: 0 M. vastus l.: 0 M. rectus f.: 0 M. biceps f.: 0 M. glutaesus: 0	M. soleus: 0 M. gastro.: 0 M. vastus l.: ++ M. rectus f.: ++ M. biceps f.: ++ M. glutaesus: ++	M. soleus: 0 M. gastro.: 0 M. vastus l.: - M. rectus f.: 0 M. biceps f.: + M. glutaesus: 0
VIITASALO et al. (1998) *	40, 80 cm	M. gastro.: 0 M. vastus l.: ++ M. rectus f.: 0 M. biceps f.: 0	**M. gastro.: 0 M. vastus l.: 0 M. rectus f.: 0 M. biceps f.: 0	***M. gastro.: 0 M. vastus l.: 0 M. rectus f.: 0 M. biceps f.: 0
NEUBERT (1999)	16 - 56 cm	M. soleus: + M. gastro.: + M. tibialis: 0 M. rectus f.: -	M. soleus: - M. gastro.: -- M. tibialis: 0 M. rectus f.: 0	M. soleus: ++ M. gastro.: ++ M. tibialis: 0 M. rectus f.: +

\* Veränderungen gelten nur für die untersuchten trainierten Dreispringer; \*\* EMG während der Bremsphase; \*\*\* EMG während der Beschleunigungsphase; + = leichte Erhöhung; ++ = signifikante Erhöhung; 0 = keine Veränderung; - = leichte Verringerung; -- = signifikante Verringerung; PRE = Voraktivierungsphase; RIA = Reflexphase; LER = Phase der späten EMG Antworten

SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982) konnten zeigen, dass bei Tief- Hoch- Sprüngen aus steigenden Niedersprunghöhen mit zunehmender Dehnungsbelastung auch die Dauer und der Betrag der Voraktivierung der Unterschenkelmuskulatur ansteigen. Eine Bestätigung dieser Erkenntnisse kann anhand der Untersuchungen von GOLLHOFER / SCHMIDTBLEICHER (1987), AVELA et al. (1996) und tendenziell von NEUBERT (1999) erfolgen. Die restlichen Forschungsergebnisse bestätigen diesen Trend nicht und zeigen nahezu keine Veränderungen in der Voraktivierungsphase (PRE). Ähnliche Ergebnisse konnten bei Versuchen mit Affen gemacht werden (Sprünge aus Fallhöhen von 0,8 - 1,4 m). Diese zeigen eine über alle Fallhöhen konstante Voraktivierungszeit von 80 ms (DYHRE-POULSEN / MOSFELD LAURENSEN 1984). Auch bei Fallversuchen in den Liegestütz, wie sie von DIETZ et al. (1981) durchgeführt wurden, lässt sich feststellen, dass die Voraktivierung nicht in Verbindung mit der realen Dehnungsbelastung gebracht werden kann.

Mit Beginn der Bodenkontaktphase kommt es zur Zunahme der Winkelgeschwindigkeiten und der Reaktionskräfte bei den beteiligten Gelenken und Muskeln. Dadurch kann auch, wie im vorhergehenden Kapitel 2.3 gezeigt wurde, mit einer Erhöhung der Reflexaktivität vor allem in den distal gelegenen Unterschenkelmuskeln (Mm. gastrocnemius und soleus) gerechnet werden. SANTELLO / McDONAGH (1998) stellten hierzu bei Untersuchungen zum Landeverhalten nach Niedersprüngen fest, dass sich die muskuläre Aktivität nach der Landung von Fallhöhen aus 0,2 - 1,0 m proportional zur Fallhöhe verhält. Sie folgerten, dass die Amplitude der Reflexaktivierung in Abhängigkeit von der Fallhöhe moduliert wird. Die Ergebnisse der Literaturanalyse hinsichtlich der Drop Jumps spiegelt diese Ansicht aber nicht wider. So zeigen sich bei der distal gelegenen Unterschenkelmuskulatur nur geringe und meist nicht signifikante Veränderungen. Mit der Erhöhung der Belastung bei den DJ in Form der Fallhöhenenerhöhung unterliegt die integrierte EMG Aktivität während der frühen Bodenkontaktphase einer Optimumsfunktion (GOLLHOFER 1987). Beim M. gastrocnemius wurden mit der Zunahme der Belastung sogar signifikante Verringerungen in der Reflexaktivität beobachtet (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982; GOLLHOFER 1987; NEUBERT 1999). Analog hierzu stellten KOMI / GOLLHOFER (1997) bei Fallhöhen von 0,8 m eine deutlich geringere „short latency stretch reflex component“ (SLC) fest, was auf eine verringerte Aktivierung durch die Muskelspindeln und/oder erhöhte inhibitorische Effekte verschiedensten Ursprungs (z.B. Golgi Tendon Organ (GTO), willentlicher Schutzmechanismus etc.) hindeutet. Bei Drop Jumps aus extremen Fallhöhen (z. B. 140 cm KYRÖLÄINEN / KOMI 1995) wird angenommen, dass diese Reduktion im Stretchreflex als ein Schutzmechanismus angesehen werden kann, der die Muskeln und Sehnen vor Verletzung schützt. NEUBERT (1999) erklärt diese Aktivitätsreduktion des M. gastrocnemius mit Aspekten der intermuskulären Koordination zwischen dem M. gastrocnemius und dem M. rectus femoris. Bei Belastungserhöhungen wird die Belastung vermehrt in der Oberschenkelmuskulatur abgefangen, was eine Reduktion der Aktivität des M. gastrocnemius als Kniegelenksbeugemuskel nach sich zieht, wie es auch ENOKA (1997) bereits formuliert hat.

Für die eher proximal gelegenen Muskeln des Oberschenkels, wie z.B. den o.g. M. rectus femoris, ist nur teilweise eine Übereinstimmung mit SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1985) festzustellen, die postulieren, dass sich die Dauer der Voraktivierungsphase bei Erhöhung der Niedersprunghöhe vergrößert, die Amplitude der Voraktivität erhöht und die Ausprägung der reflektorischen Zusatzaktivität verstärkt wird (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982; VOIGT et al. 1995; VELOSO et al. (1998). Bei den Untersuchungen von VIITASALO et al. (1998) und NEUBERT (1999) zeigen sich keine dahingehenden Veränderungen. Ein ähnliches Verhalten ist auch bei den übrigen Kniegelenkssextensoren, den Mm. vastus medialis und lateralis zu beobachten. Bei den untersuchten Kniegelenksflexoren, den Mm. semitendinosus und biceps femoris ergibt sich bezüglich der Aktivierungscharakteristik kein einheitliches Bild.

Betrachtet man die Veränderungen in der Phase der späten EMG Antworten (LER), so zeigen sich mit Zunahme der Fallhöhen meist keine deutlichen Veränderungen. Lediglich bei den Untersuchungen von SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982, GOLLHOFER (1987) und NEUBERT (1999) lassen sich signifikante Aktivitätssteigerungen nachweisen. Die Ergebnisse von VOIGT et al. 1995 belegen sogar signifikante Verringerungen für den M. gastrocnemius in dieser Phase.

Ergänzend zu den hier dargestellten Untersuchungen kann noch angemerkt werden, dass die visuelle Vorinformation über die Größe der zu erwartenden Dehnungsbelastung (z.B. Niedersprunghöhe) für die neuronale Regulation eine wichtige Rolle spielt. RAPP / GOLLHOFER (1996) konnten anhand von Drop Jump Versuchen mit herbeigeführtem visuellem Informationsverlust zeigen, dass das Innervationsmuster der Beinmuskulatur hierdurch empfindlich gestört wird.

## 2.4.2 Literaturanalyse Massen- bzw. Gewichtsvariation

Untersuchungen zur Auswirkung von Veränderungen der Körpermasse bzw. des Körpergewichts sind sehr häufig auch im Zusammenhang mit Untersuchungen zur Weltraumforschung zu finden. Hierbei besteht großes Interesse darin festzustellen, wie sich eine geringere Erdanziehungskraft („gravity“) auf die neuromuskulären und morphologischen Kenngrößen auswirkt. Dabei finden auch Sprungformen Anwendung. Die technische Realisation der Variation der Belastung fällt dabei oft sehr unterschiedlich aus. Daher sollen nachfolgend einige dieser Lösungsmöglichkeiten dargestellt werden.

Die ersten Versuche in dieser Richtung wurden von CAVAGNA et al. (1972) unternommen. Sie untersuchten die Veränderungen in der Leistungsfähigkeit bei rein konzentrischen Sprungformen unter verschiedenen Belastungssituationen. Die technische Lösung ist nachfolgend dargestellt.

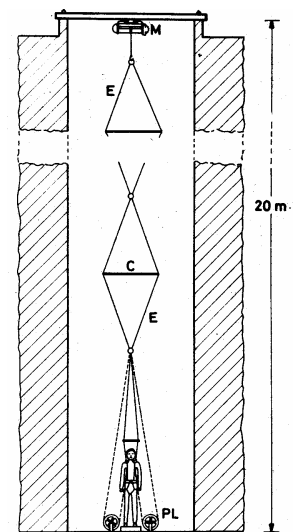


Abb. 2–13: Schema der Versuchsanordnung zur Simulation unterschiedlicher Schwerkraft. E = Gummibänder, G: Leichtmetallbalken, M = Motor zur Dehnung der Gummibänder, PL = Umlenkrollen zur Invertierung der Zugrichtung auf den Probanden. (Aus: CAVAGNA et al. (1972)).

In diesen Versuchen konnten die Autoren feststellen, dass die größte Leistungsfähigkeit der untersuchten Probanden bei der 1g Bedingung vorzufinden war und mit Zu- bzw. Abnahme der Schwerkraft zurückging. In neueren Untersuchungen verwendete CAVANAGH (1990) ein ähnliches System, wobei der Proband aber in der Horizontalen gelagert wurde.

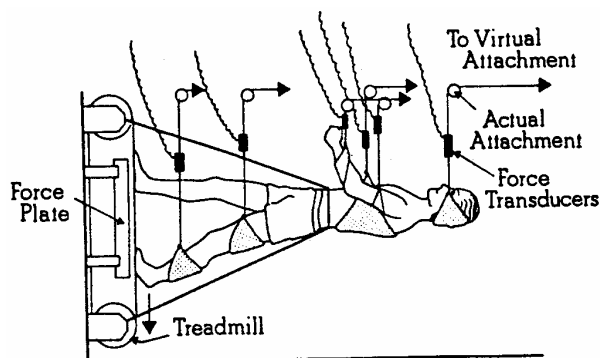


Abb. 2–14: Ein senkrecht angebrachtes Laufband zur Simulation von Schwerelosigkeit. Federn wurden zur Entlastung der segmentalen Teilkörperschwerpunkte angebracht, und der Gesamtkörper wird mittels elastischen Bändern auf das Laufband gezogen. Messungen der Bodenreaktionskraft und der Kräfte in den Unterstützungsseilen sind möglich. Die Entlastungskonstruktion ist aus Übersichtlichkeitsgründen nur für die linke Seite dargestellt. (Aus: CAVANAGH 1990).

Verwendung fand dieses System bei der Untersuchung von DAVIS et al. (1998) wobei Countermovement Jumps bei unterschiedlichen Vorspannungen der elastischen Bänder und somit simulierter Schwerkraftentlastung analysiert wurden.

Versuche zur Durchführung von Bewegungen im DVZ unter variablen Gewichtsbedingungen haben GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) und TRIPPEL et al. (1992) mittels der Anbringung von Gewichten über Umlenkrollen oder durch das Tragen von Gewichtswesten durchgeführt. Die Entlastungssituation ist nachfolgend dargestellt.

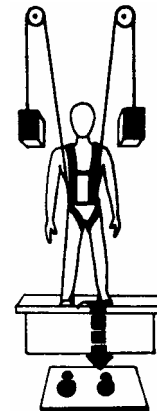


Abb. 2–15: Schematische Darstellung des Systems zur Entlastung des Körpergewichts der Probanden bei Drop Jumps. Die Gewichte wurden dabei im Umkehrpunkt der Bewegung beim Drop Jump durch das Versuchspersonal abgeblockt, so dass die Entlastung nur während der negativ dynamischen Phase zur Wirkung kam. (Aus: GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991).

Weitere Studien, wie die von JACKSON / NEWMAN (2000), BAUERSFELD / VOSS (1991) oder FERRIS et al. (2001), verwendeten elastische Expanderfedern, um eine Entlastungswirkung zu erzielen. Es kamen spezielle Gurtsysteme zum Einsatz, um die Expanderfedern an den Probanden anzubringen. Hierfür ist stellvertretend das System von JACKSON / NEWMAN (2000) dargestellt.

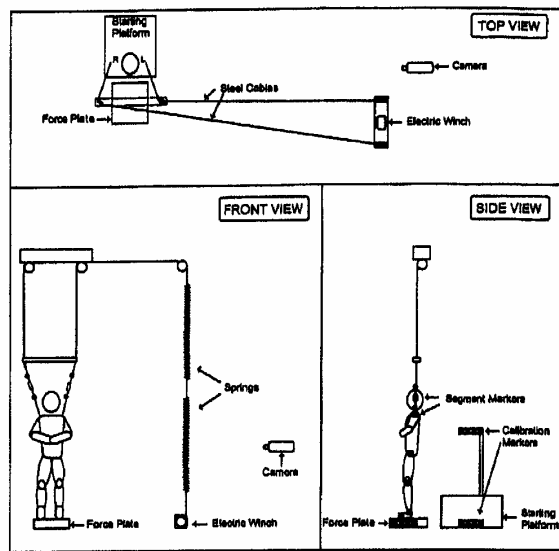


Abb. 2–16: Gewichtsentlastungssystem („Moonwalker“) und Sprungplattform. Der Proband ist durch ein Gurtsystem mit den Stahlkabeln verbunden. Die Entlastung wird durch die Variation der Federspannung mit Hilfe einer Elektrowinde realisiert. (Aus: JACKSON / NEWMAN (2000).

Als letzte in der Literatur zum Thema „Belastungsvariation beim DVZ“ aufgezeigte Möglichkeit soll das System von AVELA et al (1991; 1994; 1996) vorgestellt werden. Durch die Versuchsanordnung waren die Autoren in der Lage, Änderungen in der Erdbeschleunigung und somit Variationen der Schwerkrafteinwirkung hervorzurufen. Das hierfür konstruierte sog. „lifting block system“ (LBS) kann die Erhöhung oder Verringerung der natürlichen Beschleunigungseinwirkung bei Drop Jumps durch die Verwendung von Gewichten realisieren. Diese sind über ein Seilzugsystem und Umlenkrollen mit einem speziellen Gurtsystem am Probanden befestigt. Je nach Wahl der Zugrichtung des Seilsystems kann der Proband eine zusätzliche Be- oder Entlastung und somit eine Erhöhung oder Reduktion der Gravitationsbeschleunigung erfahren.

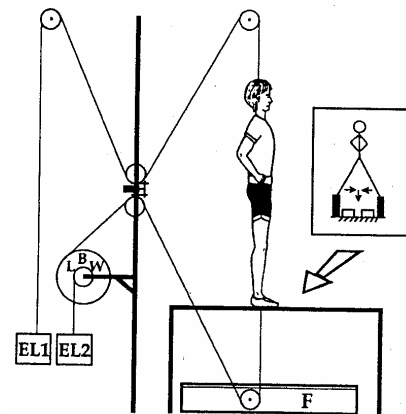


Abb. 2–17: Schematische Darstellung des Lifting Block System. EL1 = Zusatzgewicht für die Beschleunigungen unter  $9,81 \text{ m/s}^2$ ; EL2 = Zusatzgewicht für die Beschleunigungen über  $9,81 \text{ m/s}^2$ ; F = Kraftmessplatte. (Aus: AVELA et al (1994).

Die Veränderung der Belastung durch Variationen in der Schwerkrafteinwirkung bzw. des Körpergewichts und deren Auswirkungen auf das Bewegungsverhalten der Probanden stellen somit den Mittelpunkt dieser Untersuchungsanordnungen dar. BOSCO (1985) hat im Zusammenhang mit der Auswirkung der Schwerkraft auf die langfristige Adaptation bei Säugetiere folgendes geäußert:

„Physiological activities of mammals in the Newtonian world manifest primarily as movement, spatial displacement or postural maintenance in the gravity field. Thus it can be postulated that the earth field of gravity has played a part in the evolutionary development of neuromuscular and motor systems in mammals.“

Dies zeigt, dass die Anpassung des Organismus an die natürliche Erdanziehungskraft die Entwicklung des neuromuskulären und motorischen Systems nachhaltig geprägt hat. So stellten z.B. JACKSON / NEWMAN (2000) fest, dass eine partielle Gewichtsentlastung signifikante Effekte auf die Motorik haben kann. Hieraus ergibt sich die Frage, inwiefern akute Veränderungen in der Schwerkraft bzw. dem Körpergewicht Auswirkungen auf die motorische Kontrolle und die Leistungsfähigkeit bei Bewegungen im DVZ und speziell beim Drop Jump haben. Hierzu liefern lediglich die Untersuchungen von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991), AVELA et al. (1991; 1994; 1996) und DAVIS et al. (1998) konkrete Ergebnisse. Die dabei beobachtbaren Auswirkungen auf die mechanischen und neuromuskulären Parameter bei der Durchführung von Drop Jumps sind in Tab. 2-3 dargestellt.

Tab. 2-3: Ergebnisse der Literaturanalyse bezüglich der Veränderung von mechanischen und neuromuskulären Parametern in Abhängigkeit von der Variation der Gewichtskraft oder der Erdbeschleunigung

AUTOREN PARAMETER	GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991)		AVELA et al. (1991; 1994)		AVELA et al. (1996)		DAVIS et al. (1998)
	RED. LOAD	INCR. LOAD	RED. LOAD	INCR. LOAD	RED. LOAD	INCR. LOAD	RED. LOAD
Last	BW -172, - 337, -495N	BW +100N BW +200N	g - 10% g - 20%	g + 10% g + 20%	g - 20%	g + 20%	45, 60, 75, 100% of BW
Kontaktzeiten	t <sub>pos</sub> : +	t <sub>pos</sub> : +	t <sub>ges</sub> : ++	t <sub>ges</sub> : +	t <sub>ges</sub> : ++	t <sub>ges</sub> : ++	
Kraftwerte	F <sub>pos</sub> : --	F <sub>pos</sub> : --	F <sub>max</sub> : --	F <sub>max</sub> : -	F <sub>max</sub> : --	F <sub>max</sub> : -	F <sub>max</sub> : --
Geschwindigkeit	v <sub>pos</sub> : -	v <sub>pos</sub> : -	v <sub>pos</sub> : --	v <sub>pos</sub> : -	v <sub>pos</sub> : --	v <sub>pos</sub> : -	
Winkel	ankle <sub>neg</sub> : -- ankle <sub>pos</sub> : 0 knee <sub>neg</sub> : -- knee <sub>pos</sub> : +	ankle <sub>neg</sub> : + ankle <sub>pos</sub> : 0 knee <sub>neg</sub> : + knee <sub>pos</sub> : 0					
Winkelgeschw.	ankle <sub>neg</sub> : -- ankle <sub>pos</sub> : + knee <sub>neg</sub> : -- knee <sub>pos</sub> : +	ankle <sub>neg</sub> : -- ankle <sub>pos</sub> : + knee <sub>neg</sub> : -- knee <sub>pos</sub> : +	ankle <sub>neg</sub> : -- knee <sub>neg</sub> : --	ankle <sub>neg</sub> : - knee <sub>neg</sub> : 0	ankle <sub>neg</sub> : -- knee <sub>neg</sub> : --	ankle <sub>neg</sub> : - knee <sub>neg</sub> : -	
IEMG PRE	M. sol.: -- M. gas.: -- M. v.m.: --	M. sol.: 0 M. gas.: 0 M. v.m.: 0	M. sol.: -- M. gas.: --	M. sol.: -- M. gas.: --	M. sol.: -- M. gas.: --	M. sol.: 0 M. gas.: -	
IEMG neg. dyn.	M. sol.: - M. gas.: - M. v.m.: -	M. sol.: - M. gas.: - M. v.m.: -	M. sol.: -- M. gas.: --	M. sol.: - M. gas.: -	M. sol.: -- M. gas.: --	M. sol.: -- M. gas.: --	M. gas.: -- M. v.m.: --
IEMG pos. dyn.	M. sol.: 0 M. gas.: 0 M. v.m.: 0	M. sol.: 0 M. gas.: 0 M. v.m.: 0	M. sol.: - M. gas.: -	M. sol.: 0 M. gas.: +	M. sol.: - M. gas.: --	M. sol.: 0 M. gas.: 0	

red. load = verringerte Belastung; incr. load = erhöhte Belastung; BW = Körpergewicht; g = Gravitationskonstante; + = leichte Erhöhung; ++ = signifikante Erhöhung; 0 = keine Veränderung; - = leichte Verringerung; -- = signifikante Verringerung; v = Geschwindigkeit; neg. = negativ dynamische Phase; pos. = positiv dynamische Phase; ges = gesamte Bodenkontaktphase.

Die Ergebnisse der dargestellten Belastungsvariationsstudien von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991), AVELA et al. (1991; 1994; 1996) und DAVIS et al. (1998) zeigen trotz der teilweise unterschiedlichen Mechanismen der Belastungsvariation große Übereinstimmungen in den beobachtbaren Reaktionen. So sind bei den Zusatzlast- wie auch bei den Unterlastbedingungen die Bodenkontaktzeiten verlängert, teilweise sogar signifikant, was z.B. in der Untersuchung von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) hauptsächlich der Verlängerung der Abdruckphase zuzuschreiben ist. Ebenso konnte bei allen Untersuchungen eine teilweise signifikante Abnahme der



Bodenreaktionskräfte beobachtet werden, obwohl durch die Überlastbedingungen eigentlich Erhöhungen in diesem Parameter zu erwarten waren. Zusammen äußern sich diese Veränderungen in der Kontaktzeit und den Kraftwerten auch in der Absprunggeschwindigkeit und somit indirekt im Leistungsoutput beim anschließenden Vertikalsprung. Hier sind die Geschwindigkeitswerte wiederum bei der normalen Belastungsbedingung am größten. Dies entspricht auch den Ergebnissen von CAVAGNA et al. (1972) bei ihrer frühen Studie. Bezüglich der Gelenkwinkelveränderungen ist anhand der Studie von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) festzustellen, dass die Gewichtsentlastung während der negativ dynamischen Kontaktperiode eine signifikant verringerte Gelenksamplitude im Sprung- und Kniegelenk bewirkte. Größere Auswirkungen auf die Winkelamplituden während der positiv dynamischen Phase bzw. bei erhöhten Belastungsanforderungen konnten nicht festgestellt werden. Des Weiteren lassen sich bei allen betrachteten Untersuchungen hinsichtlich der Winkelgeschwindigkeiten zum Teil deutlich geringere Werte im Sprung- und Kniegelenk feststellen. Bezüglich der neuromuskulären Aktivierungscharakteristika ist zu beobachten, dass die zunehmende Entlastung des Körpergewichts eine nahezu lineare Reduktion sowohl in der Zeitdauer als auch im IEMG der Voraktivierungsphase bewirkt. In den Bedingungen mit Zusatzbelastung ist hingegen eine relative Sättigung bezüglich der Voraktivierung festzustellen. Erhöhungen der Voraktivierung können nicht beobachtet werden. Die Auswirkungen auf die mittleren Aktivitätsamplituden während der exzentrischen Bodenkontaktphase zeigen sich in Unter- wie auch in Überlast in geringeren Werten für die betrachteten Muskeln. Diese Veränderungen waren bei den Untersuchungen von AVELA et al. (1991; 1994; 1996) und DAVIS et al. (1998) teilweise signifikant. GOLLHOFER (1993) führt an, dass das kompensatorische Reflexverhalten sich mit zunehmender Belastungshöhe einer Sättigungsgrenze nähert. Dies hatten die Autoren bei Reflexversuchen, ausgelöst durch Translationsreize am Fußgelenk bei Unterwasserentlastungen und Überlastsituationen, mit Hilfe von Gewichtswesten festgestellt (TRIPPEL et al. 1992). Die Reflexe der Mm. gastrocnemius und tibialis anterior reagierten auf die jeweiligen Vorwärts- bzw. Rückwärtstranslationen in Unterlast mit einer geringeren Reflexaktivität und in Überlast mit einem Sättigungsverhalten. Trotz deutlich vergrößerter äußerer Belastung (+ 400 N) war das IEMG gegenüber der Bedingung ohne Gewichtsmanipulation nicht weiter erhöht, in manchen Fällen sogar niedriger. Ähnliche Untersuchungen zur Stabilisierung der Körperposition in Schwerelosigkeit während Raumflügen haben gezeigt, dass das Timing der Antwortmuster auf Veränderungen der Fußposition unverändert bleibt, aber die EMG Antworten in ihrer Amplitude stark reduziert werden. Ebenso konnten FERRIS et al. (2001) bei der Variation der Schwerkraftbedingungen beim Gehen (1,25 m/s) und Laufen (3 m/s) von 1 g auf 0,75 g, 0,5 g und 0,25 g zeigen, dass die Aktivierungsmuster der beobachteten Beinmuskeln über alle Entlastungsverhältnisse hinweg konstant blieben. Dahingegen reduzierte sich das über die Bodenkontaktphase gemittelte EMG der Beinextensoren (Mm. soleus, gastrocnemius, vastus medialis) beim Laufen durch die Entlastung von 1 auf 0,25 g signifikant um 32 - 58 %, wohingegen der M. tibialis anterior als Dorsalflexionsmuskel von der Entlastungswirkung unbeeinflusst blieb. Da die Veränderungen in der positiv dynamischen Phase bei den Untersuchungen zum Drop Jump bezüglich der Belastungsvariation nur gering ausfallen, ist zu vermuten, dass durch die Belastungsvariation vorrangig die Voraktivierungsphase und die Reflexphase beeinflusst werden. Dies bedeutet, dass ein nicht adäquat voraktiviertes tendomuskuläres System bei einsetzender Dehnung nur einen viel

geringeren Widerstand entgegensetzen und somit auch die Reflexaktivität nicht entsprechend hoch ausfallen kann. Diese neuromuskulären Unzulänglichkeiten sorgen auch dafür, dass nur wenig bzw. keine Bewegungsenergie im Sinne einer elastischen Wechselwirkung gespeichert werden kann (HUIJING 1994). Dass es zwangsläufig zu einer Sättigungsgrenze bei der neuromuskulären Aktivierungsstärke kommen kann, ändert nichts an der Tatsache, dass dadurch der Leistungsoutput ebenfalls an sein Limit kommt. Dies konnten SOEST et al. (1985) anhand von Belastungsveränderungen bei einbeinigen und beidbeinigen Countermovement Sprüngen zeigen. Dabei kam es beim medialen und lateralen M. gastrocnemius nur zu 25 % bzw. 12 % Erhöhung in der EMG Aktivität der Muskulatur. Beim M. soleus war dabei kein signifikanter Unterschied im EMG Level zu beobachten. Das Nettomoment im Sprunggelenk war dagegen beim einbeinigen Sprung am Ende der Countermovement- Phase ca. 60 % höher als beim zweibeinigen Sprung. Es kann angenommen werden, dass der Betrag an gespeicherter Energie in der Achillessehne am Ende der Gegenbewegung beim einbeinigen Sprung größer ist und damit auch zu einem erhöhten Leistungsoutput im Sprunggelenk beim einbeinigen Sprung führt (FARLEY 1997).

Die Ergebnisse in Tab. 2-3 und die zusätzlich aufgeführten Untersuchungen zeigen, dass Erhöhungen oder Verringerungen der Last gegenüber der Normalbedingung, die leistungsbestimmenden Parameter eher in leistungsnegativer Hinsicht beeinflussen. Das oben angeführte Zitat von BOSCO (1985) kann somit dahingehend ergänzt werden, dass durch Veränderungen der aktuellen Gewichtsbelastung die Qualität der Bewegungssteuerung sehr stark beeinflusst und optimale Leistungsausprägungen verhindert werden. Diese These kann sehr gut durch eine von BOSCO et al. (1984) durchgeführte Längsschnittuntersuchung gestützt werden. BOSCO et al. (1984) konnten dabei allein durch die Erhöhung des Körpergewichts und damit der Schwerkrafteinwirkung von ca. 13 % bei sehr gut trainierten Athleten zeigen, dass das ständige Tragen von Gewichtswesten über drei Wochen zu signifikanten positiven Anpassungserscheinungen bei reaktiven Sprungleistungen (Sprunghöhe bei DJ) führt. Dabei veränderte sich die Leistungsfähigkeit so, dass die Probanden bei der trainierten Höhe bzw. dem trainierten Gewicht im anschließenden Posttest die größten Leistungen erbrachten. Die kurze Zeit der Trainingsphase (drei Wochen) deutet auf vorrangig neuronale Veränderungen hin, die jedoch in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt wurden. VIITASALO et al. (1981) konnten nach einem 12-wöchigen Sprungtraining mit der Entlastung durch Expanderfedern keinen signifikanten Einfluss auf die vertikale Sprunghöhe bzw. die konzentrische Maximalkraft unter Normalbedingungen feststellen.

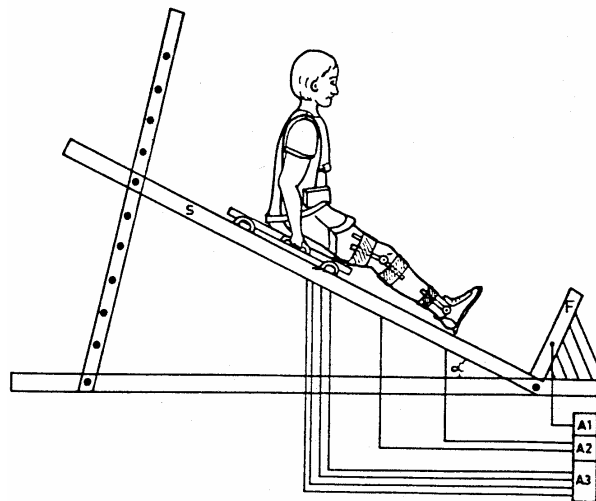
### **2.4.3 Literaturanalyse Systemvariation**

In der Literatur werden für das Training und die Analyse von Bewegungen im Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus häufig speziell hierfür konstruierte Schlitten- oder Pendelsysteme herangezogen. Dabei werden die Vorteile dieser Sprungsysteme insbesondere in folgenden Faktoren gesehen:

- Genau definierte Bewegungs- und Belastungsbedingungen für die Muskelarbeit und den Bewegungsablauf im DVZ können geschaffen werden.

- Eine objektive Messung der gewünschten Bewegungsparameter wird ermöglicht. Diese Messung dient entweder als Sofortanalyse zum Feedback der Athleten oder wird zur genaueren Analyse von Parametern für die Forschung herangezogen (TRZASKOMA et al. 1989).

Zur Verdeutlichung des Geräteaufbaus und der Bewegungsdurchführung sollen nachfolgend Beispiele für solche Sprungsysteme dargestellt werden. Das am häufigsten in der Literatur beschriebene System ist das System der Arbeitsgruppe um KOMI. Dieses System wurde von KANEKO et al. (1984) zuerst für die Untersuchung der mechanischen Effizienz bei konzentrischen und exzentrischen Bewegungen verwendet. Das Schlittensystem weist einen in Aluminiumlaufschienen geführten Wagen auf, auf dem der Proband in einer sitzenden Position fixiert wird. Die Laufschienen können in ihrer Neigung verstellt werden. Am Ende der Schienen ist eine Kraftmessplattform orthogonal zur Bewegungsrichtung des Schlittens eingebaut, so dass die Probanden sich wieder nach oben abstoßen können. Dieses Schlittensystem ist in Abb. 2–18 dargestellt.



**Abb. 2–18:** Schlittensystem der Arbeitsgruppe von KOMI. Der Proband ist mit Gurten auf einem Schlitten fixiert. Am Fußteil ist eine Kraftmessplattform (F) angebracht. Der Winkel der Laufschienen (a) kann verändert werden, wodurch die Belastungsveränderungen bei den Sprüngen hervorgerufen werden können. Eine weitere Möglichkeit der Belastungsvariation besteht in der Anbringung von zusätzlichen Gewichten am Schlitten. (Aus: KYRÖLÄINEN et al. 1989)

Ähnliche Schlittensysteme haben ZAMPARO et al. (1997) und DVIR (1985) bei ihren Untersuchungen bezüglich der Schnellkraftverbesserung und Energiespeicherung in den unteren Extremitäten verwendet.

Eine andere Möglichkeit, geführte Sprungbewegungen im DVZ durchzuführen, stellen Pendelsysteme dar. Im gebräuchlichsten System, der sog. KUZNIECOW- Schaukel, sitzt der Proband in einem Pendel, das an der Decke befestigt ist. Der Proband schwingt mit dem Pendel vorwärts und rückwärts und stößt sich, von der frontal vor ihm befindlichen Wand ab. Dadurch vollzieht er einen DVZ, wobei die Auslenkung des Pendels die Aufprallintensität bestimmt. Diese Pendelsysteme wurden z.B. von TRZASKOMA et al. (1989), FOWLER / LEES (1998) und RODACKI et al. (2001) verwendet. In der Untersuchung von FOWLER / LEES (1998) wurden die kinematischen Unterschiede im Bewegungsverhalten zwischen dem Pendelsystem und dem Drop Jump untersucht. RODACKI et al. (2001) untersuchten mit diesem System Auswirkungen von Sitzpositionsveränderungen auf die

Kinematik der Beine. Die Funktionsweise eines solchen Pendelsystems ist nachfolgend schematisch dargestellt.

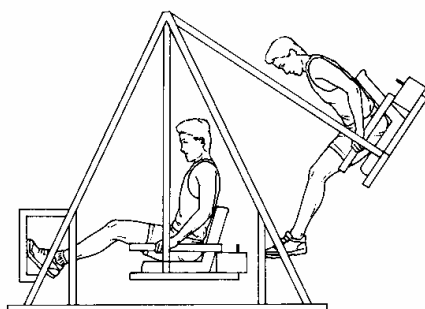


Abb. 2–19: Pendelsystem zum Training im DVZ („Kuzneczow- Schaukel“). (Aus: ZATSIORSKY 1996)

WALSH / BRÜGGEMANN (2000) verwendeten ein ähnliches System, um Ermüdungseffekte auf die elektromyographischen Parameter beim DVZ zu untersuchen. Allerdings ist hier die Abdruckplatte schwingend gelagert, während der Proband auf einer speziellen Liege fixiert ist.

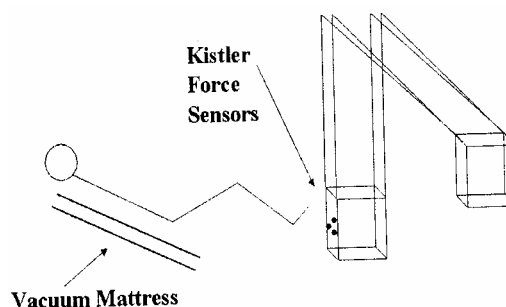


Abb. 2–20: Pendelsystem von WALSH / BRÜGGEMANN (2000)

Wie bereits angesprochen dienen diese Sprungsysteme als Trainingsmittel, aber vor allem auch zu Forschungszwecken. Durch die Nutzung dieser Sprungsysteme sollen Sprungbewegungen im DVZ unter besser kontrollierbaren Bedingungen wie bei frei durchgeführten Drop Jumps möglich sein. Das Hauptaugenmerk der mit den Sprungsystemen untersuchten Forschungsinhalte gilt der mechanischen Effizienz von Bewegungen im DVZ im Vergleich zu rein konzentrischen Bewegungen z.B. von KYRÖLÄINEN et al. (1990). Weiteres Forschungsinteresse galt der Auswirkung von Positionsvariationen wie es z.B. von ELORANTA (1997) und RODACKI et al. (2001) untersucht wurde, sowie der Analyse von Ermüdungseffekten durch langandauernde Bewegungen im DVZ z.B. von STROJNIK / KOMI (1998) und AVELA et al. (1999).

Die Frage nach der Vergleichbarkeit der an diesen Sprungsystemen durchgeführten eher künstlichen Drop Jumps mit den freien Drop Jumps und die Kongruenz der Auswirkungen von Belastungsvariationen zwischen den beiden Sprungformen wurde dabei noch nicht eingehend untersucht. Die Überprüfung dieser Vergleichbarkeit ist aber von außerordentlicher Wichtigkeit, da schon geringe Veränderungen in der Gelenkposition oder der Aufprallbelastung die kinematischen und/oder neuromuskulären Parameter der Bewegungsausführung entscheidend beeinflussen können,

wie den Darstellungen in den vorangegangenen Kapiteln des Forschungsstandes zu entnehmen ist. Aus diesem Grund dient Tab. 2-4 dazu, die Größenordnung einiger wichtiger Parameter und deren Vergleichbarkeit für die Durchführung von freien Drop Jumps (DJ) und den eher künstlichen Schlitten- oder Pendelsystem Jumps („Artificial System Jump“ (ASJ)) darzustellen. Hierzu werden die Untersuchungen von KYRÖLÄINEN (1995), AVELA et al. (1996) und FOWLER / LEES (1998) herangezogen, da bei diesen Untersuchungen beide Sprungformen mit vergleichbaren Belastungen verwendet wurden, bzw. direkt ein Vergleich der Sprungsysteme vorgenommen wurde.

Tab. 2-4: Kenngrößen einiger wichtiger Parameter bei Sprüngen an Sprungsystemen und dem freien Drop Jump

AUTOREN	KYRÖLÄINEN (1995) *		AVELA et al. (1996)		FOWLER / LEES (1998)	
SYSTEM	ASJ	DJ	ASJ	DJ	ASJ	DJ
BELASTUNG	OF (0,73 m ± 0,08)	OF (0,66 m ± 0,15)	$V_{\text{impact}}$ : 3,0 m/s h: 0,96 m	$V_{\text{impact}}$ : 3,0 m/s h: 0,46 m	OF	h: 0,28 m
KONTAKTZEIT	0,508 s	0,159 s	0,486 s	0,206 s	0,33 s ± 0,04	0,45 s ± 0,05
WINKEL NEG.					ankle: 71° ± 7 knee: 88° ± 17 hip: 98° ± 9	ankle: 81° ± 3 knee: 103° ± 7 hip: 105° ± 14
WINKEL POS.					ankle: 129° ± 7 knee: 178° ± 2 hip: 138° ± 6	ankle: 134° ± 4 knee: 175° ± 4 hip: 170° ± 7
WINKELGE- SCHWINDIGKEIT NEG.			ankle: 18,4 knee: 14,6 rad/s	ankle: 17,3 knee: 13 rad/s	ankle: 552°/s knee: 495°/s hip: 223°/s	ankle: 606°/s knee: 488°/s hip: 279°/s
WINKELGE- SCHWINDIGKEIT POS.	ankle: 211°/s knee: 334°/s	ankle: 560°/s knee: 565°/s			ankle: 663°/s knee: 836°/s hip: 203°/s	ankle: 688°/s knee: 619°/s hip: 207°/s
ABSPRUNG- GESCHWINDIGKEIT	3,15 m/s	3,17 m/s	2,26 m/s	3,11 m/s		
KRAFTWERTE			$F_{\text{aver}}$ : 1274 N	$F_{\text{aver}}$ : 2656 N	$F_{\text{max}}$ : 2110 N	$F_{\text{max}}$ : 2610 N
PRE EMG	M. vm: 0,2 mV M. vl: 0,2 mV	M. vm: 0,4 mV M. vl: 0,5 mV	M. so: 0,61 mV M. ga: 1,42 mV	M. so: 0,57 mV M. ga: 1,17 mV		
NEG. EMG	M. vm: 0,4 mV M. vl: 0,4 mV	M. vm: 0,9 mV M. vl: 0,8 mV	M. so: 0,79 mV M. ga: 0,74 mV	M. so: 1,6 mV M. ga: 1,41 mV		
POS. EMG	M. vm: 0,5 mV M. vl: 0,6 mV	M. vm: 0,5 mV M. vl: 0,5 mV	M. so: 1,14 mV M. ga: 1,15 mV	M. so: 1,08 mV M. ga: 1,43 mV		

\* gilt nur für die untersuchten Schnellkraftsportler; OF = optimale Fallhöhe;  $V_{\text{impact}}$  = Aufprallgeschwindigkeit; h = Fallhöhe; neg. = negativ dynamische Phase; pos. = positiv dynamische Phase; aver = gemittelte Werte; PRE = Voraktivierungsphase; M. so = M. soleus; M. ga = M. gastrocnemius; M. vm = M. vastus medialis; M. vl = M. vastus lateralis

Die dargestellten Vergleichswerte (Tab. 2-4) zwischen der Belastungsform Drop Jump und dem Artificial System Jump zeigen bei den beobachteten Parametern teilweise sehr stark und signifikant differierende Werte. Trotz der vergleichbar gehaltenen Belastungseinflüsse in Form der Fallhöhen oder der Aufprallgeschwindigkeiten sorgt die Veränderung des Sprungsystems für deutliche und signifikante Veränderungen bei den Bodenkontaktzeiten. Die Werte liegen dabei beim ASJ höher wie z.B. auch die Ergebnisse von TRZASKOMA et al. (1989) mit Werten von 388 - 447 ms zeigen. Die beim System von WALSH / BRÜGGEMANN (2000) ermittelten Werte von 150 - 250 ms liegen im Vergleich zu den anderen Systemen für einen ASJ sehr niedrig. Bezüglich der maximalen Beugewinkel während der phasenbezogenen Bodenkontaktzeit zeigen sich in der negativ

dynamischen Phase beim Knie- und Hüftgelenk und in der positiv dynamischen Phase beim Sprunggelenk signifikante Unterschiede zwischen den Sprungsystemen (FOWLER / LEES 1998). Demgegenüber verhalten sich die beobachteten Winkelgeschwindigkeiten im Literaturvergleich sehr uneinheitlich sowohl hinsichtlich der Absolutbeiträge als auch bezüglich der Unterschiede zwischen DJ und ASJ. Dies ist wohl auf die unterschiedlichen Sprungsysteme, die bei den Untersuchungen verwendet wurden, zurückzuführen. Ein weiteres, sehr wichtiges Kriterium für die Charakterisierung des DVZ ist die Leistung beim Absprung, die in den dargestellten Untersuchungen z.B. über die Absprunggeschwindigkeit definiert werden kann. Dabei zeigen sich bei AVELA et al. (1996) deutliche Unterschiede in den beobachteten Werten, wobei die Werte beim DJ höher ausfallen. Bei der Untersuchung von KYRÖLÄINEN (1995) sind in diesem Parameter keine Unterschiede zu beobachten. Die über den Verlauf der Bodenkontaktphase betrachteten Kraftwerte zeigen beim DJ im Vergleich zum ASJ deutlich höhere Werte.

Die insgesamt zwischen den Sprungsystemen beobachtbaren Unterschiede in den mechanischen Parametern finden ihren Niederschlag auch bei den physiologischen Parametern. KYRÖLÄINEN (1995) verzeichnet während der Voraktivierungsphase (PRE) beim DJ deutlich höhere Werte der muskulären Aktivierung, verglichen mit dem ASJ. Demgegenüber ist dies bei AVELA et al. (1996) nicht so deutlich zu beobachten, bzw. beim M. gastrocnemius (M. ga) der umgekehrte Fall. Während der negativ dynamischen Bewegungsphase zeigen die ermittelten EMG Werte beider Muskeln bei den Untersuchungen der DJ Bedingung eine deutlich höhere Ausprägung. Die im Anschluss daran realisierte positiv dynamische Bewegungsphase zeigt zwischen den Sprungsystemen wiederum nur geringfügige Unterschiede bei den betrachteten Muskeln.

Insgesamt kann somit festgestellt werden, dass durch die Variation des Sprungsystems auch eine deutliche Veränderung der leistungsdeterminierenden Parameter beim DVZ hervorgerufen werden kann. Einen Einfluss hierauf können auch die unterschiedlichen Körperpositionen haben, wie es die Untersuchungen von ELORANTA (1997) und RODACKI et al. (2001) beispielhaft zeigen. Sie stellten dabei fest, dass Variationen in der Körperposition der Probanden zu teilweise signifikanten Veränderungen bei den Winkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk RODACKI et al. (2001) oder der Muskelaktivität während der Voraktivierungs- und der Bodenkontaktphase ELORANTA (1997) führen können.

Die Erkenntnisse, die aus den dargestellten Ergebnissen gezogen werden können, deuten auf eine Abhängigkeit der mechanischen und neuromuskulären Parameter für die Bewegungssteuerung beim DVZ von den von außen einwirkenden Belastungsfaktoren hin. DIETZ (1992) formulierte in diesem Zusammenhang für die Einflüsse von äußeren Belastungsfaktoren auf die Gleichgewichtskontrolle im Stehen das folgende Zitat:

*„Central mechanisms and afferent input interact in such a way that the strength of a reflex in a muscle or a synergistic group of muscles follows a program dependent on the actual task. The actual weighting of proprioceptive, vestibular, and visual inputs to the equilibrium control is context dependent and profoundly modifies the central program. Through this weighting inappropriate responses are largely eliminated“.*

Hieraus kann abgeleitet werden, dass dies in derselben Art und Weise auch für die Einflüsse auf die Bewegungssteuerung beim DVZ gilt.

## 2.5 Ableitung der Untersuchungsmethodik und Formulierung der konkreten Fragestellungen

Anhand der, im Forschungsstand dargestellten, Ergebnisse lässt sich vermuten, dass die Veränderungen der Fallhöhe und der Masse bzw. des Gewichts des Probanden beim DJ sowie die Variation des Sprungsystems eine deutliche Veränderung der Belastung bei Bewegungen im DVZ hervorruft, welche unterschiedliche Auswirkungen auf die Kinematik, Dynamik und neurophysiologischen Steuerungs- und Regelungsprozesse im DVZ haben. Dies bietet eine breite Möglichkeit, die unterschiedlichen mechanischen und neurophysiologischen Veränderungen bei Sprungbewegungen im DVZ unter einer Vielzahl von Belastungsvariationen zu untersuchen und kausale Zusammenhänge aufzuzeigen. Im Rahmen dieser Arbeit sollen daher die durch die Variation der Belastung auf drei unterschiedliche Arten hervorgerufenen Veränderungen aufgezeigt und in einen Ursache- Wirkungs- Zusammenhang gebracht werden. Das hierzu entwickelte Forschungsdesign für diese Arbeit ist in Abb. 2–21 dargestellt.

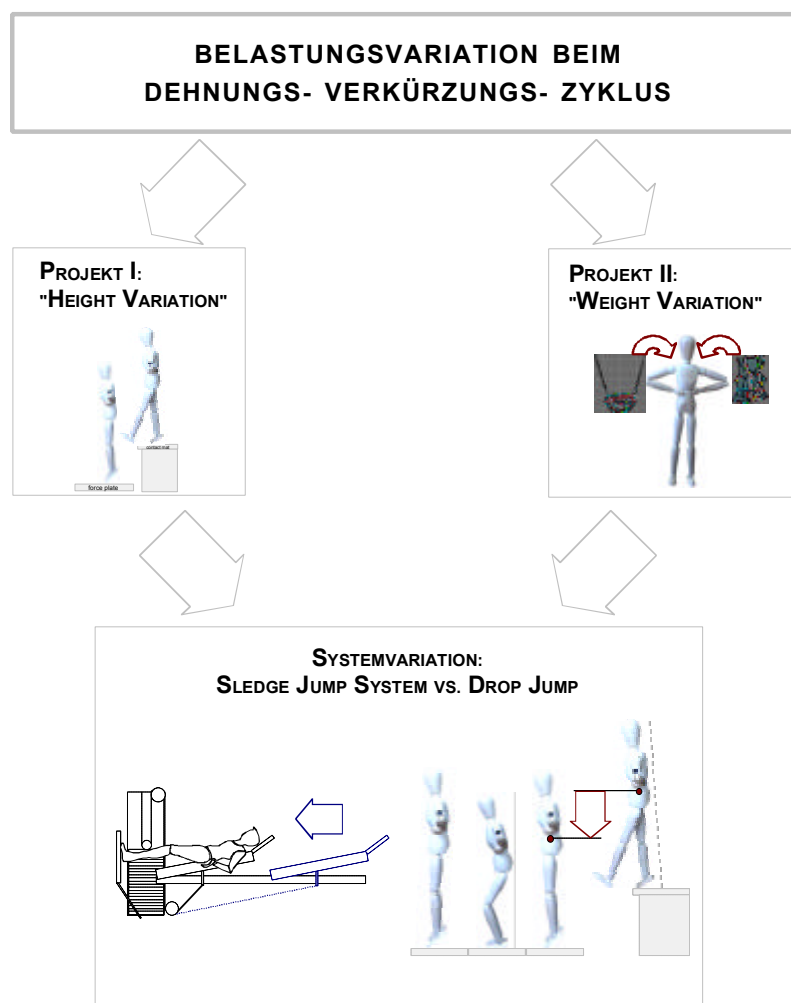


Abb. 2–21: Darstellung des Untersuchungsdesigns

Im ersten Abschnitt, dem Projekt „height variation“, werden Auswirkungen einer Fallhöhenvariation auf die Parameter des DVZ analysiert. Dabei werden vergleichbare Veränderungen der Fallhöhen beim Drop Jump und bei einem speziell konstruierten Schlittensprungsystem untersucht. Im zweiten Projektabschnitt „weight variation“ wird dann eine Variation des beschleunigungsdeterminierenden Körpergewichts der Probanden vorgenommen. Wiederum werden die Veränderungen beim Drop Jump und beim Schlittensprungsystem untersucht und hinsichtlich eventueller Unterschiede analysiert.

Zur Konkretisierung dieser Aufgaben und der zentralen Zielstellung dieser Arbeit lassen sich die nachfolgenden Fragestellungen formulieren:

#### **FRAGESTELLUNG 1: ENERGIESPEICHERUNG BZW. ENERGIETRANSFER**

Aufgrund der unterschiedlichen Standpunkte hinsichtlich der Speicherung und Freisetzung von elastischer Energie kann es bedeutend sein, die Veränderungen bei Belastungsvariationen zu analysieren. *Dabei stellt sich die Frage, wie sich belastungsbedingte Veränderungen der Energie zu Beginn der negativ dynamischen Phase auf die Energie während der positiv dynamischen Bewegungsphase des DVZ auswirken? Kann dabei eine Form des Energietransfers festgestellt werden?*

#### **FRAGESTELLUNG 2: ENERGIESPEICHERUNG UND KRAFT**

Durch den engen Zusammenhang von Energiespeicherung und Kraft kann gefolgert werden, dass hohe Kräfte v.a. während der initialen Bodenkontaktphase auch zu hohen Energiespeicherungsraten führen. *Dies führt zu der Frage, inwiefern sich die initialen Kraftwerte in Abhängigkeit von der einwirkenden Belastung verändern?* Zudem sollen die Auswirkungen von Belastungsvariationen auf die unterschiedlichen Kenngrößen der Kraft (z.B. maximaler Kraftwert während der Bodenkontaktphase und Kraftstoß) analysiert werden.

#### **FRAGESTELLUNG 3: LEISTUNGOUTPUT, LEISTUNGSTRANSFER**

*Die Leistungsfähigkeit im DVZ ist ein viel beachtetes Kriterium vor allem in Bezug auf die Abhängigkeit von der Belastungssituation. Aus diesem Grunde soll geklärt werden, wie sich die Leistung in der positiv dynamischen Phase in Abhängigkeit von der applizierten Belastungssituation verändert? Zusätzlich soll eine Abhängigkeit der Leistung in der positiv dynamischen Phase von der Leistung in der negativ dynamischen Phase überprüft werden. Damit wäre dann eine Operationalisierung der Belastungsintensität möglich. Ist bei den unterschiedlichen Belastungsbedingungen ein Optimum des Leistungsoutputs während der positiv dynamischen Phase zu beobachten? Kann dabei ein eindeutiger Zusammenhang mit einem Belastungsparameter festgestellt werden?*

#### **FRAGESTELLUNG 4: GELENKWINKEL**

*Da bei Bewegungen im DVZ die Längenänderung der Muskulatur und auch des Muskel- Sehnen Komplexes direkt mit der Gelenkstellung zusammenhängt, stellt sich die Frage, ob sich durch Veränderungen der Belastung auch die Gelenkwinkel verändern und damit die SRES beeinflussen?*



Bei zu großen Veränderungen in den Winkelstellungen durch entsprechende Änderungen der Belastungsanforderungen könnten Überschreitungen der SRES mit allen entsprechenden Folgen hervorgerufen werden, welche die Leistungsfähigkeit im DVZ maßgeblich beeinflussen.

#### **FRAGESTELLUNG 5: BODENKONTAKTZEIT**

*Da die Kontaktzeit ein wichtiges Kriterium zur Analyse der Leistungsfähigkeit ist und die Möglichkeiten einer Energiespeicherung und Freisetzung während der positiv dynamischen Phase limitiert, stellt sich die Frage, inwiefern die Kontaktzeiten bei den betrachteten Bewegungen im DVZ überhaupt einen solchen Mechanismus erlauben und wie sie sich in Abhängigkeit von der Belastungsbedingung verändern?*

#### **FRAGESTELLUNG 6: VORAKTIVIERUNG UND REFLEXE**

Es wurde gezeigt, dass eine bestimmte Voraktivierungsstärke notwendig ist, um einen verstärkenden Effekt auf die Reflexreaktion auszuüben und eine entsprechende Sensibilisierung des kontraktiven Apparates herbeizuführen. Bei Veränderungen der Belastung gibt es dabei drei Möglichkeiten zu reagieren: Die Voraktivierung wird erhöht, wodurch sich die Reflexaktivierung auch erhöht oder die Voraktivierung bleibt konstant und weitere Steigerungen der Reflexaktivität sind dann nur noch durch Erhöhungen der Winkelgeschwindigkeiten im entsprechenden Gelenk zu beobachten oder die Aktivierungsstärke des Antagonisten wird reduziert. *Zeigen sich bei der Voraktivierung belastungsbedingte Veränderungen im IEMG bzw. im Aktivierungsmuster oder werden diese bei den trainierten Springern von Bewegungsbeginn an schon optimal eingestellt und nicht weiter modifiziert? Sind während der negativ dynamischen Phase überhaupt belastungsbedingte Veränderungen bei den Reflexen zu beobachten?*

#### **FRAGESTELLUNG 7: UNTERSCHIEDE EINGELENKIGE UND MEHRGELENKIGE MUSKELN**

Durch die dargestellten Unterschiede in den Kontraktionsformen bei ein- und mehrgelenkigen Muskeln müssten sich die mehrgelenkigen Muskeln in ihrer Aktivierungscharakteristik von den eingelenkigen Muskeln unterscheiden. *Trifft dies bei Bewegungen im DVZ zu? Wie wirken sich hierbei Belastungsveränderungen aus? Verändert sich die phasenspezifische Aktivität der einzelnen Muskeln mit der Veränderung der Belastung?*

#### **FRAGESTELLUNG 8: KOMPENSATION VON UNZUREICHENDEN VOR- UND REFLEXAKTIVITÄTEN**

Die Phase der späten EMG Antworten (LER) stellt den willkürlich beeinflussbaren Teil der Bewegungsphase dar. *Können unzureichende bzw. gegenüber anderen Belastungssituationen ineffektivere und bezüglich ihres Outputs leistungsschwächere Sprungversuche durch die neuromuskuläre Aktivität in der LER Phase kompensiert werden?*

### 3 MATERIAL UND METHODEN PROJEKT „HEIGHT VARIATION“

#### 3.1 Probanden und Probandenauswahl

24 AthletInnen aus schnellkraft- und sprungkraftakzentuierten Sportarten (Leichtathletik, Turnen, etc.), darunter 9 weibliche und 15 männliche Probanden, nahmen an der Untersuchung teil. Als Auswahlkriterium wurde eine hohe Leistungsfähigkeit beim reaktiven Drop Jump festgelegt. Diese Leistungsvoraussetzung der Probanden bezüglich des reaktiven Sprungkraftverhaltens wurde gesondert durch einen Pretest in Form eines Drop Jump aus 0,4 m mit Hilfe des Reaktivitätsindex (RI = Flugzeit / Kontaktzeit) ermittelt. Dabei mussten die Probanden von einem Hubtisch aus 0,4 m Höhe einen Nieder-Hochsprung auf eine Kontaktmatte des Messsystems METIOR (Fa. METIOR) durchführen, wobei zum einen die Kontaktzeit beim ersten Auftreffen und zum anderen die Flugzeit zwischen den beiden Bodenkontakten bestimmt wurde. Der Versuchsleiter achtete darauf, dass sich die Landeposition bei den beiden Bodenkontakten nicht voneinander unterschied. Die Mindestleistung bezüglich des Reaktivitätsindex wurde bei den männlichen Probanden auf Werte von  $RI > 3,8$  und bei den weiblichen Probanden von  $RI > 3,3$  festgelegt. Diese Werte drücken ein hohes reaktives Leistungsvermögen aus, da die RI - Bereiche nur mittels sehr kurzen Bodenkontaktzeiten ( $< 200$  ms) und sehr langen Flugzeiten beim anschließenden Hochsprung und Sprunghöhen über 0,35 bzw. 0,4 m erreichbar sind.

Zudem war eine langjährige Erfahrung mit der Durchführung von Sprungübungen und Nieder-Hochsprüngen als Eingangsvoraussetzung definiert. Die Probandendaten sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt.

Tab. 3-1: Daten der teilnehmenden Probanden

	Ø Alter [Jahre]	Ø Größe [cm]	Ø Gewicht [kg]	Ø Quetelet Index [g/cm]	RI [ ]
♀ n = 9	22,7 ± 3,5	169,2 ± 5,1	55,9 ± 4,6	330,1 ± 23,7	> 3,3
♂ n = 15	25,3 ± 6,1	180,9 ± 3,7	76,5 ± 4,6	422,6 ± 19,6	> 3,8
Gesamt	24,4 ± 5,3	176,5 ± 7,1	68,8 ± 11,1	387,9 ± 50,2	

#### 3.2 Untersuchungsdesign und Untersuchungsablauf

Die Analyse der belastungsbedingten Veränderungen der mechanischen Parameter und der neuromuskulären Aktivierungscharakteristika erfolgte querschnittsanalytisch an zwei unterschiedlichen Sprungsystemen. Am Sprungsystem „Drop Jump“ mussten die Probanden freie Nieder-Hochsprünge, am Sprungsystem „Sledge Jump“ geführte Sprünge an einem speziell hierfür

konstruierten Schlittensprungsystem (Fa. PHOENIX) aus jeweils unterschiedlichen Fallhöhen durchführen. Nach einem individuellen Aufwärmprogramm von 10 – 15 min führten die Probanden zuerst die Schlittensprünge und anschließend Drop Jumps durch. Die Fallhöhen wurden, beginnend mit einer Höhe von 0,1 m bis zu einer Fallhöhe von 0,6 m ♀ bzw. 0,7 m ♂, in Inkrementen von 0,1 m vorgegeben (vgl. Tab. 3-2). Aus technischen Gründen war es nicht möglich, die Bedingungen randomisiert durchzuführen. Pro Fallhöhe und Sprungsystem mussten 5 gültige Sprünge mit der Instruktion: „So schnell und so hoch wie möglich wieder abspringen“ durchgeführt werden. Die Gültigkeit der Sprünge wurde in Anlehnung an GOLLHOFER (1987) vom Versuchsleiter anhand der folgenden Kriterien bewertet:

- Realisierung eines durchgängigen explosiv-reaktiv-ballistischen Kontraktionsverhaltens (ZANON 1974).
- Durchgängige Fixierung der Hände an der Hüfte bzw. an der Bremsvorrichtung des Schlittensystems.
- Ständige vertikale Ausrichtung der Rumpflängsachse während des Drop Jump. (Beim SJS ist dies durch die Rumpffixierung auf dem Schlitten gegeben.)
- Durchführung der Sprungbewegung nur in vertikaler, nicht in horizontaler Richtung. (Ebenfalls nur für die DJ – Bedingung relevant).

Im Falle von Verletzungen einer dieser Kriterien wurde der Versuch zurückgewiesen, nicht in die Auswertung einbezogen und musste wiederholt werden.

Alle Sprünge mussten barfuss durchgeführt werden, um das Bewegungsverhalten, besonders die Reflexauslösung, nicht durch die Dämpfung von Sportschuhen zu beeinflussen. Durch die Vorgabe von intraserialen Pausen von ~ 0,5 – 1 min und durch Serienpausen von  $\geq 5$  min wurde versucht, Ermüdungseffekten entgegenzuwirken. Die Sprungfrequenz liegt damit deutlich unter der Empfehlung von FRICK (1993) für das Training des reaktiven Sprungkraftvermögens (1 Sprung pro 8 s  $\hat{=}$  1/8 Hz) in ermüdungsfreiem Zustand und einer minimalen metabolischen Belastung. Somit wurde gewährleistet, dass jeder Sprung mit maximaler Intensität durchgeführt werden konnte.

*Tab. 3-2: Untersuchungsdesign zur systematischen Variation der Belastung beim Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus durch Variationen der Fallhöhe*

SPRUNGSYSTEM	BELASTUNGSVARIATION	WIEDERH.	PAUSE
1. SCHLITTENSPRUNG (SJS)	0,1 - 0,6 (♀) bzw. 0,7 m (♂) Schlitten-Auszugshöhe in 0,1 m Inkrementen	je 5 Wdh.	Intraserial 0,5 – 1 min Interserial $\geq 5$ min
2. FREIER DROP JUMP (DJ)	0,1 - 0,6 (♀) bzw. 0,7 m (♂) Fallhöhe in 0,1 m Inkrementen	je 5 Wdh.	Intraserial 0,5 – 1 min Interserial $\geq 5$ min

### 3.3 Darstellung der Testverfahren und des Testinstrumentariums

In den folgenden Kapiteln sollen die verwendeten Testverfahren und die eingesetzten Diagnoseinstrumente detailliert beschrieben werden. Dabei wird insbesondere eine Unterscheidung in die beiden Sprungsysteme, „Sledge Jump System“ und „Drop Jump“ vorgenommen.

#### 3.3.1 Schlittensprungsystem (SJS)

Für die Durchführung und Untersuchung von Sprungformen im Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus an einem geführten Sprungsystem wurde ein spezieller Sprungschlitten (Fa. PHOENIX) konstruiert. Die Ebene der Bewegungsdurchführung ist dabei horizontal angelegt. Das Gerät besteht aus einem Schlitten (Masse: 98,9 kg), der auf zwei gedrehten Stahlwellen mit Hilfe von Industrielager geführten Hartplastikrollen reibungsarm bewegbar ist. Die maximale Auszugsamplitude des Schlittens liegt bei 1,56 m und kann millimetergenau mittels einer parallel zu den Stahlwellen angebrachten Messskala abgelesen werden.



Abb. 3–1: Schlittensprungsystem der Fa. Phoenix mit Messapparatur (von oben gesehen)

Der Schlitten kann mittels eines hydraulischen Handbremsensystems (Fa. MAGURA) an den Haltegriffen bei jeder Zuladung und an jedem beliebigen Ort auf den Stahlwellen durch die Testperson fixiert werden. Die Beschleunigung bzw. Bewegung des Schlittens wird durch einen mit Steckgewichten versehenen Gewichtstapel erzielt. Dieser ist über ein dehnungsfreies Stahlseil aus der Flugzeugbautechnik, eine Wellenkonstruktion und eine Gliederkette mit dem Schlitten verbunden. Der Gewichtstapel ist über ein Rollensystem in die Gliederkette eingelagert und erfährt somit nur die Hälfte der Geschwindigkeit des Schlittens. Um die Gewichtskraft des Probanden als beschleunigende Kraft für den Schlitten zu simulieren, muss daher die doppelte Probandenmasse am Gewichtstapel aufgelegt werden. Das System der losen Rolle minimiert zudem bewegungsbedingte Trägheitsmomente des Gewichtstapels bei der Bewegungsumkehr aufgrund der Halbierung der

Bewegungsgeschwindigkeit. Die Auftreffplattform des Schlittensprungsystems ist so konstruiert, dass eine dreidimensionale Kraftmessplatte der Fa. KISTLER (Typ 9281 B) schwingungsfrei eingelagert werden kann. Die Aufhängung der Platte ist in Höhe und Neigung verstellbar. Um eine schwingungsfreie Lagerung zu gewährleisten ist das Gesamtsystem fest mit dem Untergrund verbunden. Die Versuchsperson liegt mit dem Rücken und Gesäß auf der Auflage des Schlittens auf und werden mittels eines elastischen Gurtes an der Hüfte fixiert. Die Beine sind bei der Sprungbewegung frei in der Luft zu halten (vgl. Abb. 3–2).



Abb. 3–2: Positionierung der Versuchsperson auf dem Schlittensprungsystem

Für die Durchführung von reaktiven Sprüngen wird der Schlitten mit dem Probanden vom Versuchsleiter auf die entsprechende Auszugshöhe gebracht. Diese wird als Differenz zwischen der Position im Liegen und der entsprechenden Höhenzugabe bestimmt. An dieser Auszugshöhe fixiert sich der Proband mit Hilfe des Bremssystems. Für die Durchführung des Sprungversuches löst der Proband die Bremshebel, führt die Sprungbewegung durch und fixiert sich wieder im höchsten Punkt der Bewegung, von wo aus er vom Versuchsleiter wieder in die richtige Ausgangsposition gebracht wird. Während der Sprungpausen kann der Proband die Beine auf den Stahlwellen abstellen, so dass Ermüdungseffekte vermieden werden.

Die Variation der Dehnungsbelastung erfolgt durch die Veränderung der Auszugsamplitude des Schlittens. Hierfür wird der Schlitten so weit ausgefahren, dass der Proband in einer gestreckten Körperposition mit den Füßen auf der Kraftmessplatte positioniert werden kann. Dies entspricht der Ausgangsposition. Von dieser Ausgangsposition wird dann der Schlitten auf die jeweilige von der Versuchsbedingung abhängige Auszugshöhe gebracht.

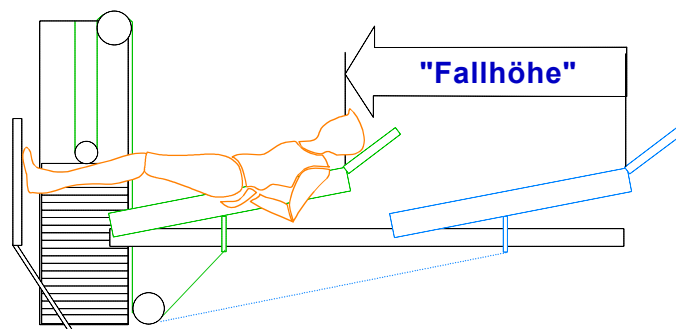


Abb. 3–3: Einstellung der Belastungsvariation am SLS über die Auszugsamplitude gegenüber der Neutralposition

### 3.3.1.1 Eingesetzte Messverfahren am Schlittensprungsystem

An dieser Stelle soll eine Darstellung der eingesetzten Messverfahren am Schlittensprungsystem erfolgen. Dabei werden allerdings nur die Sprungsystem-spezifischen Messinstrumentarien zur Bestimmung der Schlittenposition und -geschwindigkeit sowie der Bodenreaktionskräfte dargestellt. Die Sprungsystem-übergreifenden Messverfahren werden eigens in Kapitel 3.3.3 erläutert.

#### 3.3.1.1.1 Position und Geschwindigkeit des Schlittens

Zur Bestimmung der Bewegungsamplitude, der phasenspezifischen Position und der Geschwindigkeit des Schlittens und somit des Probanden ist in der Übertragungswelle für die Verbindung von Schlitten und Gewichtstapel ein Drehpotentiometer der Fa. SIKO vom Typ GP 03 eingebaut. Positionsverschiebungen des Schlittens führen im Drehpotentiometer zu Spannungsänderungen und können somit als analoge Datensignale über eine A/D - Wandlerkarte in den Computer eingelesen werden. Nachfolgende Abbildung (Abb. 3–4) zeigt ein Set von entsprechenden Spannungskurven für Fallhöhen von 0,1 – 0,7 m.

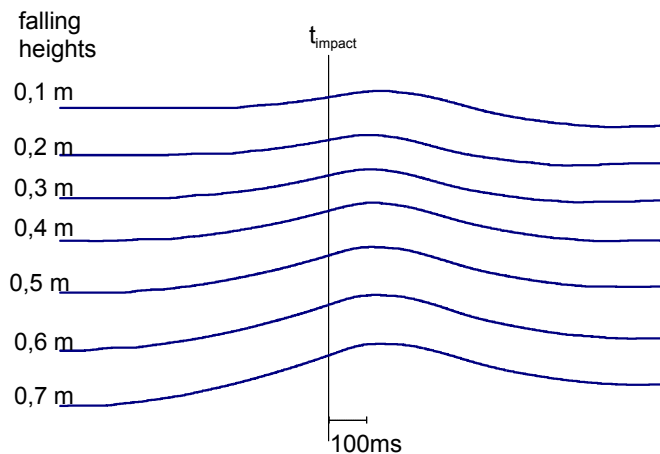


Abb. 3–4: Spannungskurven des Getriebepotentiometers am SJS bei Fallhöhen von 0,1 – 0,7 m

Das Spannungssignal wurde für die weitere Auswertung mit einem Tiefpassfilter (Grenzfrequenz 10 Hz) gefiltert. Es dient dabei zur Validierung der Position des Schlittens zu Bewegungsbeginn, zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes und der Position zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes. Zusätzlich kann mit Hilfe der Spannungskurven noch der Umkehrpunkt (transition point) des Schlittens und damit der Gesamtbewegung beim Sprung ermittelt werden, wodurch eine präzise Trennung in abbremsende (break) und beschleunigende (propulsion) Phase der Gesamtbewegung möglich wurde (vgl. Abb. 3–5). Für die Bestimmung der Bewegungsgeschwindigkeiten zu den Zeitpunkten des ersten und letzten Bodenkontaktes wurde das Positionssignal in 5 ms Intervallen differenziert und für die weitere Auswertung herangezogen.

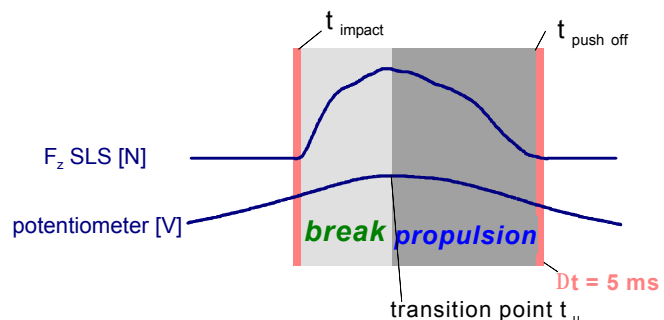


Abb. 3–5: Bestimmung des Umkehrpunktes, der Brems- und Beschleunigungsphase sowie der Schlittengeschwindigkeit beim SJS

### 3.3.1.1.2 Bodenreaktionskräfte an der Auftreffplattform

Die Kraftmessung am SJS erfolgte mittels dreidimensionaler Kraftaufnehmer der Fa. KISTLER, die auf piezoelektrischer Basis arbeiten (BAUMANN / PREISS 1996; ZSCHORLICH 1987). Die Kraftaufnehmer waren in einer Kraftmessplatte vom Typ 9281B senkrecht zur Bewegungsrichtung des Schlittens angebracht. Alle drei Kraftkomponenten wurden erfasst und in das Dateneinzugssystem eingelesen. Neben den Maximalkräften in den jeweiligen Bewegungsrichtungen wurden auch Kraftanstiege sowie die Bodenkontaktzeiten anhand der Kraft-Zeitkurven ermittelt.

### 3.3.1.2 **Merkmalsstichprobe, Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung des Messinstrumentariums am Schlittensprungsystem**

Die Reliabilität (Zuverlässigkeit) eines Messverfahrens beschreibt den Grad der Genauigkeit, mit der eine Merkmalsstichprobe gemessen werden kann. Ein Testverfahren ist dann völlig reliabel, wenn das Merkmal fehlerfrei quantitativ beschrieben werden kann (LIENERT 1989). Für die Reliabilität eines Testverfahrens ist es somit wichtig, den Messfehler und die intraindividuelle Merkmalsvariation zu kennen. Dabei sind zwei mögliche Fehlerquellen zu berücksichtigen (vgl. BAUMANN / PREISS 1996; HOHMANN 1994; WILLIMCZIK 1983):

- a) Der systematische Fehler, determiniert durch den Grad der Genauigkeit des Messinstrumentariums mit dem die Messergebnisse ermittelt werden. Dieser Fehler hat einen konstanten Einfluss auf das Messergebnis und kann durch Kalibrierung kompensiert werden. Ist der systematische Fehler nicht genau bekannt, so wird er durch die Angabe des größtmöglichen Fehlers meist grob abgeschätzt.
- b) Der zufällige Fehler, verursacht durch die intraindividuellen Unterschiede bei den Testdurchführungen und bei der Auswertung der Messergebnisse. Diese Fehler verursachen eine Streuung der Messwerte um einen Mittelwert, wobei die dadurch entstehende Messunsicherheit durch häufige bedingungskonstante Wiederholungen verkleinert werden kann.

Für die entsprechende Merkmalsstichprobe wird im Anschluss der totale Fehler ermittelt, da systematischer und zufälliger Fehler in der Forschungspraxis kaum isoliert vorkommen (WILLIMCZIK 1983). Jedoch entspricht dieser weitgehend dem zufälligen Fehler, da systematische Fehler mit unterschiedlichen Vorzeichen mit in die Berechnung eingehen. Dabei gilt für die Berechnung des Fehlers  $\Delta y|_{x_i}$ :

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

Gehen weitere Größen mit in die Berechnung ein, so muss das Fehlerfortpflanzungsgesetz von GAUSS angewendet werden. Dieses verwendet die harmonische Summe der Fehlerkomponenten. Es wird wie folgt berechnet (vgl. GERTHSEN et al. 1993):

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

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

Die nachfolgende Fehlerabschätzung wurde nach diesem Verfahren durchgeführt. Insgesamt wurde aber versucht, durch die Mittelung von 5 gültigen Sprüngen pro Versuchsbedingung und Person die Fehlerauswirkung zu reduzieren. Dadurch wird, gemäss der Stichprobentheorie der schließenden Statistik, der Fehler des arithmetischen Mittels als Quotient aus dem absoluten mittleren Fehler und der Quadratwurzel des Umfangs der Verteilung errechnet (WILLIMCZIK 1983).

Für die Überprüfung der Test-Retest-Reliabilität innerhalb einer Messreihe wurde der Intraclass-Korrelationskoeffizient (ICC) berechnet (SHROUT et al. 1979; MC GRAW et al. 1996; YAFFEE 1998; NICHOLS 1998), der eine Aussage über die Stabilität der einzelnen Messwerte bzw. deren Reproduzierbarkeit ermöglicht (vgl. SIMONS 1996; KIBELE 1995). Nach EIMER (1978, 50 zitiert nach SIMONS 1996) zeigt der ICC die Reliabilität der Versuchsergebnisse an. Der Wert der ICC wird dabei nur von der Reliabilität des Messinstruments und der Verhaltensstabilität der Versuchsperson bedingt. Dieses Verfahren eignet sich besonders für Untersuchungen, bei denen mehrere Testwiederholungen zur Verfügung stehen (vgl. KROLL 1962; BAUMGARTNER 1969). Damit wird die Forderung von NEUBERT (1999) erfüllt, nach der eine Interpretation von Messergebnissen nur dann vorgenommen werden kann, wenn die Varianz innerhalb einer Versuchsbedingung mit Messwiederholung kleiner ist als die Varianz zwischen den Versuchsbedingungen. Aus diesem Grunde wurde neben der Analyse der aufsummierten Daten auch eine Analyse der jeweiligen Einzelversuche vorgenommen. Zur Berechnung des ICC wurden dann die Versuche 1 – 5 von jedem Probanden bei jeder Fallhöhe herangezogen, analysiert und die Merkmalsstichprobe mittels der ICC – Werte fallhöhen-spezifisch und -übergreifend charakterisiert.

### 3.3.1.2.1 Positions- und Wegbestimmung am SJS

Der für die Positionsbestimmung am SJS verwendete Drehpotentiometer weist eine Linearitätstoleranz von  $\pm 0,25\%$  auf, was eine Abweichung über die Gesamtamplitude von  $\pm 0,4\text{ cm}$  entspricht. Bezüglich der Reliabilität der Positionsparameter ( $\text{pos}(t)$ ) zu den Zeitpunkten  $t_{\text{impact}}$ ,  $t_u$ ,  $t_{\text{push-off}}$ , und der daraus resultierenden Bewegungsamplituden Fallhöhe  $h_{\text{Fall}}$ , Amortisationsweg in der negativ dynamischen Phase  $h_{\text{neg dyn}}$  und Beschleunigungsweg in der positiv dynamischen Phase  $h_{\text{pos dyn}}$  ergeben sich die folgenden ICC's:



Tab. 3-3: ICC's der Positions- und Wegparameter

		ICC MERKMALSSTICHPROBE					
B E D I N G U N G		ICC pos ( $t_{\text{impact}}$ )	ICC pos ( $t_u$ )	ICC pos ( $t_{\text{push off}}$ )	ICC $h_{\text{Fall}}$	ICC $h_{\text{neg dyn}}$	ICC $h_{\text{pos dyn}}$
	0,1 m	0.973	0.919	0.972	0.954	0.661	0.783
	0,2 m	0.976	0.939	0.977	0.924	0.740	0.886
	0,3 m	0.968	0.888	0.786	0.945	0.733	0.746
	0,4 m	0.982	0.954	0.987	0.845	0.853	0.870
	0,5 m	0.966	0.928	0.989	0.933	0.855	0.863
	0,6 m	0.980	0.947	0.978	0.897	0.868	0.875
	0,7 m	0.618	0.842	0.945	0.910	0.690	0,746
	Gesamt	0.972	0.927	0.937	0.975	0.799	0.867

Insgesamt betrachtet liegen die Reliabilitätswerte in einem sehr guten Bereich und erfüllen alle deutlich die Forderung von LIENERT (1989), wonach für die Analyse von Gruppendifferenzen Tests mit einer Reliabilität von  $r_{tt} \geq 0.5$  verwendbar sind und für die Beurteilung von individuellen Differenzen ein Wert von  $r_{tt} = 0.7$  als eben noch ausreichend angesehen wird. Entgegen der Definition von LIENERT (1989) wird für den Bereich biomechanischer Messungen und als Grundlage für diese Arbeit ein ICC von  $r_{tt} \geq 0.8$  gefordert (vgl. ROTH 1983). Dies ist in den meisten Fällen erfüllt. Lediglich bei der Bestimmung des Amortisations-  $h_{\text{neg dyn}}$  und Beschleunigungsweges  $h_{\text{pos dyn}}$  sowie bei der 0,7 m Bedingung der Position zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes treten Reliabilitätskoeffizienten auf die unter dem geforderten Bereich liegen. Die hohen Reliabilitätswerte der übrigen Merkmalsstichproben weisen dagegen auf eine gute bis sehr gute intraindividuelle Merkmalskonstanz bei den entsprechenden Versuchsbedingungen hin.

### 3.3.1.2.2 Geschwindigkeitsbestimmung am SJS

Die Geschwindigkeit am SJS ( $v(t)$ ) zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes ( $t_{\text{impact}}$ ;  $t_{\text{push off}}$ ) wurde durch die Differenzierung des Positionssignals in einem 5 ms Intervall vor bzw. nach dem Bodenkontakt bestimmt. Da aufgrund der computergestützten Auswertung das Zeitintervall von  $\Delta t = 0,005$  s nicht fehlerbehaftet ist und maximale Aufprallgeschwindigkeiten von 2 m/s gemessen wurden, kann für die Bestimmung der Geschwindigkeit beim Aufprall bzw. beim Lösen des letzten Bodenkontaktes ein absoluter Fehler von  $\Delta v = 0,005$  m/s angenommen werden. Dies entspricht bei maximalen Geschwindigkeitsausprägungen von 2 m/s einem relativen Fehler von  $\Delta v = 0,25$  %. Bezüglich der Merkmalskonstanz dieser Parameter ergeben sich die in der nachfolgenden Tabelle dargestellten ICC's.

Tab. 3-4: ICC's der Geschwindigkeitsparameter

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
B E D I N G U N G		ICC v ( $t_{\text{impact}}$ )	ICC v ( $t_{\text{push off}}$ )
	0,1 m	0.803	0.761
	0,2 m	0.855	0.913
	0,3 m	0.842	0.820
	0,4 m	0.878	0.825
	0,5 m	0.934	0.811
	0,6 m	0.883	0.809
	0,7 m	0.875	0.728
	Gesamt	0.939	0.893

Auch für die Geschwindigkeitswerte gilt, dass sie nahezu alle die Reliabilitätsanforderungen erfüllen. Lediglich die Werte für die 0,1 m und 0,7 m Bedingung beim push off liegen etwas darunter. Die Ursache hierfür kann darin begründet liegen, dass die Versuchspersonen Schwierigkeiten hatten, die ungewohnten Fallhöhen von 0,1 m und 0,7 m entsprechend konstant zu reproduzieren bzw. wechselnde Bewegungsmuster für die Lösung der Aufgabe heranzuziehen.

### 3.3.1.2.3 Bestimmung der Energie am SJS

Zur Determinierung der einwirkenden Belastung und der über die Bodenkontaktzeit geleisteten Arbeit wurden neben den korrigierten Fallhöhen und den Absprunggeschwindigkeiten die negativ- und positiv-dynamisch einwirkenden Energiebeträge bestimmt. Dies erfolgte unter der Annahme, dass nicht nur die Fallhöhe, sondern das Produkt aus Fallhöhe, Masse und Beschleunigung die Belastung beim Dehnungs-Verkürzungszyklus verursacht. Dieser Sachverhalt deckt sich mit den Aussagen von ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974), PRILUTSKY (1997), ZATSIORSKY (1996) und VAN INGEN SCHENAU et al. (1997), welche die kinetische Energie vor dem Bodenkontakt als ausschlaggebend für die Belastung beim Drop Jump ansehen.

Die Berechnung der kinetischen Energie beim Schlittensystem musste die verschiedenen Parameter des Systems berücksichtigen. Hierzu wurde mittels des Getriebepotentiometers die Geschwindigkeit des Schlittens im Moment des ersten Bodenkontaktes ( $t_{\text{impact}}$ ) bestimmt. Die Energie des Gesamtsystems zu diesem Zeitpunkt musste dementsprechend die kinetische Energie des Schlittens, die kinetische Energie des Gewichtsblocks und die potentielle Energie des Gewichtsblocks berücksichtigen, wobei festgelegt wurde, dass die Energie des Gesamtsystems im Umkehrpunkt der Bewegung während des Bodenkontaktes Null war. Die nachfolgende Abb. 3–6 verdeutlicht diesen Sachverhalt für die unterschiedlichen Zeitpunkte der Gesamtbewegung (Bewegungsbeginn ( $t_{\text{start}}$ ), erster Bodenkontakt ( $t_{\text{impact}}$ ), Umkehrpunkt der Bewegung ( $t_u$ ) und letzter Bodenkontakt ( $t_{\text{push off}}$ )).

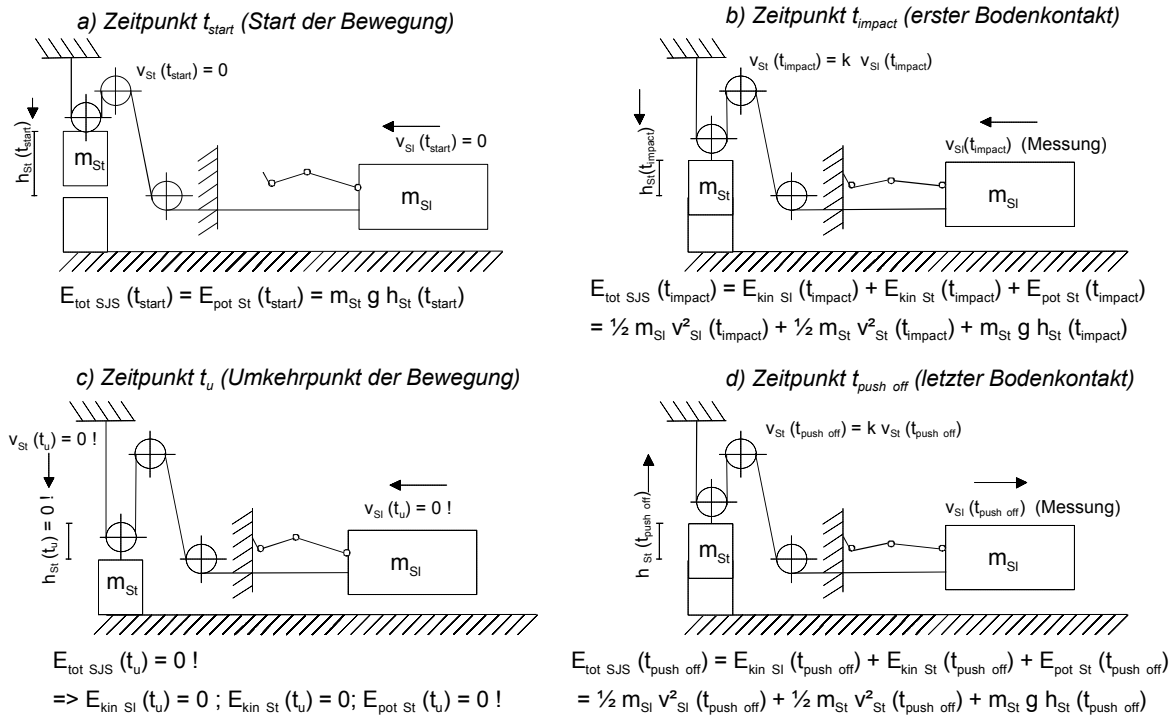


Abb. 3–6: Berechnung der Energie am Schlittensprungsystem zu den Zeitpunkten Bewegungsbeginn, erster Bodenkontakt, Bewegungsumkehr und letzter Bodenkontakt

Im einzelnen wurde die Berechnung wie folgt durchgeführt:

- a) Ausgangslage (Startposition des Schlittens vor Beginn der Bewegung) ( $t_{\text{start}}$ ):

Die Gesamtenergie des Systems ( $E_{\text{tot SJS}}(t_{\text{start}})$ ) wird durch die Lageenergie ( $E_{\text{pot St}}(t_{\text{start}})$ ) des Gewichtstapels ( $m_{\text{St}}$ ) bestimmt. Diese wird durch die Höhe ( $h_{\text{St}}(t_{\text{start}})$ ) des Gewichtstapels gegenüber dem Umkehrpunkt der Bewegung determiniert.

$$E_{\text{tot SJS}}(t_{\text{start}}) = E_{\text{pot St}}(t_{\text{start}}) = m_{\text{St}} g h_{\text{St}}(t_{\text{start}}) .$$

- b) Zustand des Systems zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes ( $t_{\text{impact}}$ ):

Die Energie des Systems  $E_{\text{tot SJS}}(t_{\text{impact}})$  setzt sich aus der kinetischen Energie des Schlittens und Probanden ( $E_{\text{kin SI}}(t_{\text{impact}})$ ), der kinetischen Energie des Gewichtstapels ( $E_{\text{kin St}}(t_{\text{impact}})$ ) und der Lageenergie ( $E_{\text{pot St}}(t_{\text{impact}})$ ) des Gewichtstapels zusammen.

$$E_{\text{tot SJS}}(t_{\text{impact}}) = E_{\text{kin SI}}(t_{\text{impact}}) + E_{\text{kin St}}(t_{\text{impact}}) + E_{\text{pot St}}(t_{\text{impact}})$$

$$= \frac{1}{2} m_{\text{SI}} v_{\text{SI}}^2(t_{\text{impact}}) + \frac{1}{2} m_{\text{St}} v_{\text{St}}^2(t_{\text{impact}}) + m_{\text{St}} g h_{\text{St}}(t_{\text{impact}}) .$$

- c) Zustand des Systems zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes der Bewegung ( $t_u$ ):

Die Energie des Gesamtsystems ist Null !

$$E_{\text{tot SJS}}(t_u) = 0 !$$

$$\Rightarrow E_{\text{kin SI}}(t_u) = 0 ; E_{\text{kin St}}(t_u) = 0 ; E_{\text{pot St}}(t_u) = 0 !$$

d) Zustand des Systems zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ( $t_{push\ off}$ ):

Die Energie des Systems  $E_{tot\ SJS}(t_{push\ off})$  setzt sich aus der kinetischen Energie des Schlittens und Probanden ( $E_{kin\ SI}(t_{push\ off})$ ), der kinetischen Energie des Gewichtstabels ( $E_{kin\ St}(t_{push\ off})$ ) und der Lageenergie ( $E_{pot\ St}(t_r)$ ) des Gewichtstabels zusammen.

$$E_{tot\ SJS}(t_{push\ off}) = E_{kin\ SI}(t_{push\ off}) + E_{kin\ St}(t_{push\ off}) + E_{pot\ St}(t_{push\ off}) \\ = \frac{1}{2} m_{SI} v_{SI}^2(t_{push\ off}) + \frac{1}{2} m_{St} v_{St}^2(t_{push\ off}) + m_{St} g h_{St}(t_{push\ off}) .$$

Diese hier erhobenen Parameter bedürfen einer Überprüfung hinsichtlich Fehler und Reliabilität. Daher soll nachfolgend eine entsprechende Fehlerabschätzung erfolgen. Für den absoluten Fehler der Energie des Gesamtsystems zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes ergibt sich nach dem Fehlerfortschreibungsgesetz:

$$\Delta E_{tot\ SJS} = \sqrt{(1 \times \Delta E_{kin\ SI})^2 + (1 \times \Delta E_{kin\ St})^2 + (1 \times \Delta E_{Pot\ St})^2} = 2,7\ J.$$

Der Fehler zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ist äquivalent zum Fehler beim ersten Bodenkontakt, da sich hierbei die Verhältnisse nicht ändern bzw. die Geschwindigkeitswerte eher niedriger als höher sind. Der relative Fehler bezüglich der Berechnung der Energie liegt damit bei Maximalwerten von 600 J bei 0,45 %. Die Variation der Merkmalsausprägung, verursacht durch die intraindividuellen Unterschiede bei der Bewegungsausführung, wird wiederum anhand des ICC ermittelt. Dabei weisen die Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes die folgenden Reliabilitätswerte auf:

Tab. 3-5: ICC's der Energiebeträge beim SJS

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
		ICC E ( $t_{impact}$ )	ICC E ( $t_{push\ off}$ )
B E D I N G U N G	0,1 m	0.800	0.775
	0,2 m	0.832	0.961
	0,3 m	0.833	0.750
	0,4 m	0.905	0.917
	0,5 m	0.934	0.955
	0,6 m	0.938	0.894
	0,7 m	0.705	0.811
	Gesamt	0.975	0.909

Auch bezüglich der Energiewerte ist von einer sehr stabilen intraindividuellen Merkmalsausprägung auszugehen. Lediglich vereinzelt werden die Anforderungen an die Reliabilität von  $r_{tt} \geq 0.8$  geringfügig verfehlt. Bei der Betrachtung der Gesamtwerte werden diese Anforderungen jedoch erfüllt und

befinden sich in einem Bereich der von ROTH (1983) als sehr gut bis ausgezeichnet charakterisiert wird.

#### 3.3.1.2.4 Bestimmung der mittleren Leistung am SJS

Für die Erfassung der Leistungsfähigkeit beim reaktiven Dehnungs- Verkürzungszyklus liegen in der Literatur verschiedenste Operationalisierungsansätze und Kennwertgenerierungsprozesse vor. Eine Zusammenstellung einiger Ansätze zur Abschätzung der reaktiven Leistungsfähigkeit ist bei NEUBERT (1999) zu finden. Diesen Ansätzen steht aber die Tatsache gegenüber, dass für die Leistungsfähigkeit beim reaktiven Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus die Wirkung der Muskelaktivität durch die Gelenkmomente und ihre mechanische Leistung abgebildet werden kann (JACOBS / VAN INGEN SCHENAU, 1992; VOIGT et al., 1995; ARAMPATZIS et al. 1998). Aus diesem Grund wurde für die Bestimmung der Leistungsfähigkeit bei den hier betrachteten Sprungformen die mittlere mechanische Leistung während der negativ und positiv dynamischen Bewegungsphase des Sprunges bestimmt. Dieser Parameter beruht auf der Annahme, dass die Energie zu Beginn bzw. am Ende des Bodenkontaktes während der jeweiligen Phase der Bodenkontaktzeit abgebremst bzw. generiert werden muss. Energietransfers von der negativ dynamischen in die positiv dynamische Phase rücken bei dieser Betrachtung in den Hintergrund, wodurch die Diskussion über Energiespeicherung etc. nicht beeinflusst wird (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997). Es wird also die Leistung in der negativ dynamischen und in der positiv dynamischen Phase getrennt bestimmt. Dies stellt eine Abwandlung der Niedersprungkennziffer von BARTONIETZ / EISELE (1994) dar, welche diese Kennziffer als eine summarische Ersatzgröße für die mechanische Brems- und Beschleunigungsleistung auffassen.

Die Berechnung der phasenspezifischen mittleren Leistung erfolgt über die Division der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes durch die jeweilige anteilige Kontaktzeit (WATKINS 1999). Die mittlere Leistung in der negativ dynamischen Phase kann durch die Änderung der Energie des Gesamtsystems während dieser Zeit beschrieben werden. Die Energie zum Zeitpunkt des Umkehrpunktes ist Null. Daher muss in der negativ dynamischen Phase soviel Arbeit geleistet werden, dass die Energie des Gesamtsystems zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes bis zum Umkehrpunkt vollständig umgewandelt wird. Die hierfür notwendige Arbeit entspricht somit dem Betrag der Energie zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes. Die mittlere Leistung in der negativ dynamischen Phase ist daher anhand der in dieser Zeitspanne ( $T_{neg}$ ) geleisteten Arbeit zu bestimmen.

$$P_{neg} = E_{tot\ SJS} (t_{impact}) / T_{neg} \cdot$$

Die mittlere Leistung in der positiv dynamischen Phase lässt sich analog zu den obigen Darstellungen durch die Ermittlung der Energie des Gesamtsystems zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes und durch die Zeitdauer der positiv dynamischen Phase ( $T_{pos}$ ) bestimmen.

$$P_{pos} = E_{tot\ SJS} (t_{push\ off}) / T_{pos} \cdot$$

Die Berechnung des Fehlers muss den Fehler bei der Bestimmung der negativ bzw. positiv dynamischen Bodenkontaktzeit berücksichtigen, welcher von der Dateneinzugsfrequenz abhängt

(1000 Hz) und dadurch mit  $\pm 1$  ms veranschlagt werden kann. Für Zeiträume beträgt der absolute maximale Fehler somit  $\Delta t = \pm 2$  ms. Daraus ergibt sich der Fehler für die mittlere Leistung:

$$\Delta P = \sqrt{\frac{(\Delta E)^2}{t^2} + \left(-\frac{E}{t^2} \times \Delta t\right)^2} = 16 \text{ W.}$$

Bei maximalen Werten der Leistung von 6 kW während der negativ dynamischen Phase entspricht das einem relativen Fehler von 0,27 %. Die intraindividuelle Ausprägung der Merkmalskonstanz wird wiederum durch den ICC in der nachfolgenden Tabelle wiedergegeben.

Tab. 3-6: ICC's der mittleren Leistung beim SJS

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
		ICC P <sub>neg dyn</sub>	ICC P <sub>pos dyn</sub>
B E D I N G U N G	0,1 m	0.619	0.742
	0,2 m	0.911	0.937
	0,3 m	0.914	0.832
	0,4 m	0.921	0.910
	0,5 m	0.915	0.890
	0,6 m	0.906	0.793
	0,7 m	0.745	0.638
	Gesamt	0.959	0.869

Die Problematik der Anforderungen an die Merkmalskonstanz bei den Bedingungen 0,1 m und 0,7 m tritt auch bei der Leistungsbestimmung wieder auf. Dies bedeutet, dass die Interpretationen bei diesen Bedingungen nur sehr vorsichtig vorgenommen werden dürfen. Die Gesamtbetrachtung weist aber eine große Merkmalskonstanz auf, so dass auch hier von einer ausreichenden Erfüllung der Reliabilitätsanforderungen ausgegangen werden kann.

### 3.3.2 Freier Nieder- Hochsprung (Drop Jump)

Zur Variation des Sprungsystems wurde der freie Nieder- Hochsprung (Drop Jump) herangezogen. Diese Bewegungsform stellt in der Literatur eine häufig untersuchte Bewegungsform dar und gilt als charakteristisch für den Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus (GOLLHOFER 1987; KOMI 1994). Dabei wird im Anschluss an eine exzentrische Muskelaktion direkt eine konzentrische Muskelaktion durchgeführt. Die Drop Jumps (DJ) wurden von einem stufenlos verstellbaren Hubtisch durchgeführt, womit die Höhenvariation und damit die Belastungsveränderung vorgenommen werden konnte.

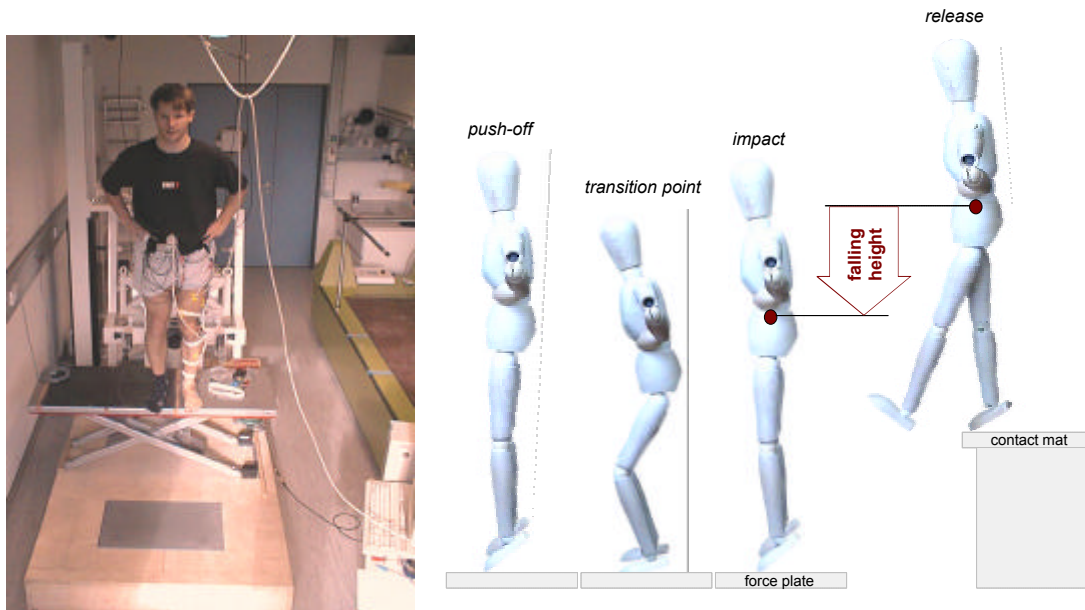


Abb. 3–7: Versuchsanordnung beim Drop Jump und Variation der Belastung durch die Sprunghöhenveränderung

Um Veränderungen der Fallhöhe des Körperschwerpunktes zu vermeiden (vgl. BOBBERT et al. 1987 und KIBELE 1997), waren die Probanden angehalten, beim Lösen vom Hubtisch weder nach oben abzuspringen, noch ihren Körperschwerpunkt nach unten abzusenken. Dies wurde unterstützt, indem die Probanden das linke Bein zu Beginn der Bewegung nach vorne strecken und sich anschließend ohne abzudrücken nach vorne fallen lassen mussten. Die Hände waren in die Hüften gestemmt, so dass der Einsatz der Schwungmassen eliminiert wurde. Das Lösen des rechten Beines vom Hubtisch wurde durch eine Kontaktmatte erfasst, um bei den Datenberechnungen die Flugzeit mit berücksichtigen zu können. Der Aufsprung und die anschließende Landung erfolgte auf eine Kraftmessplattform der Fa. KISTLER vom Typ 9281 B. Im Anschluss daran mussten die Probanden wieder selbständig auf den Hubtisch aufsteigen. Die Belastungsparameter für die Versuchsdurchführung wurden bereits in Tab. 3-2 dargestellt.

### 3.3.2.1 Eingesetzte Messverfahren beim Drop Jump

#### 3.3.2.1.1 Kontaktmatte am Hubtisch

Auf der Plattform des Hubtisches war eine handelsübliche Kontaktmatte angebracht. Das Signal dieser Matte wurde verwendet, um die Fallzeit vom Lösen des rechten Beines vom Hubtisch bis zum ersten Signal auf der Kraftmessplatte zu bestimmen. Anhand dieser Flugzeit ist es möglich mittels eines speziellen Berechnungsverfahrens, welches in Kap. 3.3.2.2.1 beschrieben wird, die Fallhöhe zu berechnen.

#### 3.3.2.1.2 Bodenreaktionskräfte

Analog zum SLS erfolgt die Kraftmessung mittels einer dreidimensionalen Kraftmessplatte der Fa. KISTLER vom Typ 9281 B, die schwingungsarm in den Boden eingelassen ist. Auch hier wurden alle

drei Kraftkomponenten erfasst, über einen Ladungsverstärker der Fa. KISTLER vom Typ 9865 B verstärkt und einer A/D Wankerkarte in das Dateneinzugssystem eingelesen.

### 3.3.2.2 Merkmalsstichprobe, Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung des Messinstrumentariums beim Drop Jump

#### 3.3.2.2.1 Korrektur der Fallhöhen:

Die Fallhöhe bei Drop Jumps entspricht nicht immer der Höhe des Absprungortes. Dies beruht auf der Tatsache, dass sich die Versuchspersonen trotz entsprechender Anweisung beim Lösen von der Standplattform entweder leicht nach oben abdrücken und somit für eine Erhöhung des Körperschwerpunktes (KSP) gegenüber dem Absprungort sorgen oder bei hohen Fallhöhen durch eine Absteigebewegung den KSP leicht absenken (vgl. BOBBERT et al. 1987; KIBELE 1997). Aus diesem Grund muss für Untersuchungen, welche die Fallhöhe bei Drop Jumps als unabhängige Variable verwenden, die sog. reale Fallhöhe bestimmt werden. Hierfür wurde bereits in der Literatur von KIBELE (1997) ein Verfahren vorgestellt, welches mit Hilfe des Landeimpulses eine annähernde Bestimmung der realen Fallhöhe ermöglicht. Bedingung für dieses Verfahren ist jedoch die Positionierung der Absprungerhöhung auf einer Kraftmessplatte. In Ermangelung einer solch großen Kraftmessplatte bzw. einer zweiten Messplatte, die auf dem Hubtisch angebracht werden könnte, wurde hier ein Verfahren entwickelt, mit dem die reale Fallhöhe nur mit Hilfe der Flugzeit zwischen dem Lösen vom Hubtisch und dem ersten Kontakt auf der Kraftmessplatte berechnet werden kann. Anhand der dabei gemessenen Flugzeit war es möglich, die Fallhöhe  $h_{\text{fall}}$  gemäß der nachfolgenden Gleichung zu bestimmen.

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

Im Falle von Abweichungen der realen Fallhöhe von der vorgegebenen Fallhöhe durch Abspringen vom Hubtisch oder Absenken des Körperschwerpunktes zu Beginn der Fallbewegung wurde die benötigte Fallzeit  $t_{\text{fall}}$  mit der für die entsprechende Höhe des Hubtisches notwendigen Fallzeit  $t_{\text{table}}$  verglichen. War  $t_{\text{fall}} \leq t_{\text{table}}$ , so konnte davon ausgegangen werden, dass entweder keine aktive Abdruckbewegung des Probanden beim Lösen von der Kontaktmatte und somit keine Überhöhung zu beobachten war oder der Proband sogar seinen Körperschwerpunkt durch Beugen in den Gelenken des rechten Beines absenkte. In diesem Fall konnte die korrigierte Fallhöhe  $h_{\text{corr}}$  mittels der Gleichung (1) berechnet werden. Waren die Werte für  $t_{\text{fall}} > t_{\text{table}}$ , so konnte davon ausgegangen werden, dass der Proband beim Lösen von der Kontaktmatte aktiv nach oben absprang und dadurch die vorgegebene Fallhöhe zusätzlich noch vergrößerte. Dieser Sachverhalt ist in *Abb. 3–8* schematisch dargestellt. Dabei wurde die korrigierte Fallhöhe mittels der nachfolgenden Gleichung berechnet.



$$h_{corr} = \left( \frac{0,5 g (t_{fall})^2 - h_{table}}{t_{fall}} \right)^2 / 2 g + h_{table}$$

$$\text{with } g = 9,81 \frac{m}{s^2}$$

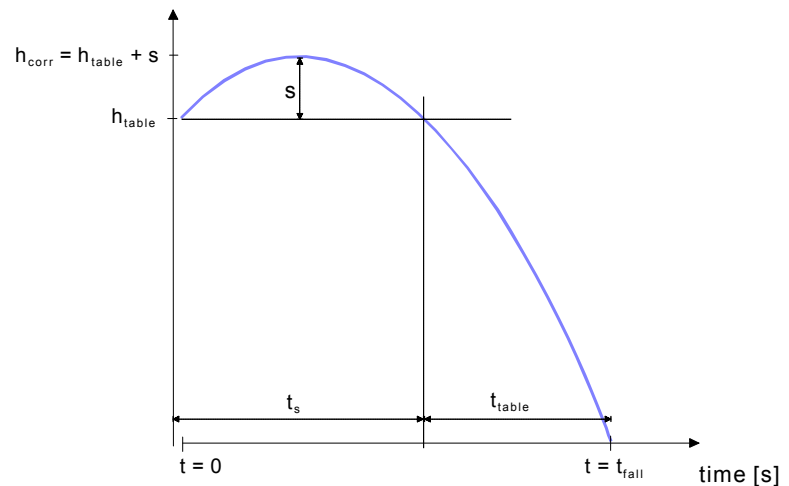


Abb. 3–8: Berechnung der korrigierten Fallhöhe bei Überhöhungen anhand der Flugzeit beim Drop Jump (nach BÄURLE / BUBECK. 1999)

Beim freien Fall ohne Erhöhung des Körperschwerpunktes kann die Fallhöhe über Gleichung (1) berechnet werden. Da  $g = \text{const.} = 9,81 \text{ m/s}^2$  kann nur die Bestimmung der Fallzeit variieren. Dies entspricht dem bereits oben dargestellten Fehler von  $\Delta t = \pm 2 \text{ ms}$ . Für die Bestimmung des absoluten Fehlers gilt damit:

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

$$\Delta h_{corr} = 0,0015 \text{ m.}$$

Dieser absolute Fehler entspricht bei einer Fallhöhe von 0,7 m einem relativen Fehler von 0,21%.

Wird entsprechend der Auswertungsvorgabe und der Bewegungsanalyse eine Abdruckbewegung angenommen, so gilt Gleichung (2):

$$h_{corr} = \left( \frac{0,5 g t_{fall}^2 - h_{table}}{t_{fall}} \right)^2 / 2 g + h_{table}$$

Nach dem GAUSS'schen Fehlerfortschreibungsgesetz gilt dann für die korrigierten Fallhöhen bei einem Fehler bei der Höhenbestimmung des Hubtisches ( $h_{table}$  von  $\Delta h_{table} = \pm 0,001 \text{ m}$ ):

$$\Delta h_{corr} = \sqrt{\left( \frac{\partial h_{corr}}{\partial t} \times \Delta t \right)^2 + \left( \frac{\partial h_{corr}}{\partial h_{table}} \times \Delta h_{table} \right)^2}$$

$$\Delta h_{corr} = 0,00148 \text{ m.}$$

Da beide Fehler ungefähr im selben Bereich liegen, wird mit dem absoluten Fehler von  $\Delta h_{corr} = 0,0015 \text{ m}$  gerechnet.

Die Überprüfung der Stabilität der Merkmalskonstanz liefert die nachfolgende Übersicht der ICC's der Fallhöhen  $h_{fall}$  beim DJ.

Tab. 3-7: ICC's der realen Fallhöhen beim DJ

		ICC MERKMALSSTICHPROBE	
B E D I N G U N G			ICC $h_{fall}$
		0,1 m	0.797
		0,2 m	0.903
		0,3 m	0.875
		0,4 m	0.902
		0,5 m	0.919
		0,6 m	0.885
		0,7 m	0.885
		Gesamt	0.986

Anhand der ICC's wird deutlich, dass trotz einiger interindividuellen Unterschiede bei der Durchführung der Fallbewegung eine hohe intraindividuelle Merkmalskonstanz vorliegt. Lediglich in der Versuchsbedingung 0,1 m wird der geforderte ICC Wert von 0.80 nicht ganz erreicht. Der ICC über die Gesamtbedingungen von ICC = 0.986 drückt wiederum eine sehr hohe Reliabilität der Messwerte über die Gesamtgruppe aus.

### 3.3.2.2.2 Bestimmung der Sprunghöhe

Die Sprunghöhe beim an den Bodenkontakt anschließenden Vertikalsprung lässt sich nach FRICK et al. (1991) anhand der nachfolgenden Formel aus der Flugzeit bestimmen:

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

Mit einem Fehler der anhand der Kraftmessplattendaten erhaltenen Flugzeit von  $\Delta t_{Flug} = \pm 0,002$  s ergibt sich der Fehler für die Bestimmung der Flughöhe aus:

$$\Delta h_{Flug} = \frac{1}{4} \times g \times t_{Flug} \times \Delta t_{Flug}.$$

mit  $t_{Flug} = 0,577$  s;  $\Delta t_{Flug} = 0,002$  s

$$\Delta h_{Flug} = 0,0028$$
 m.

Nach FRICK (1993) gilt diese Formel aber nur, wenn die Körperschwerpunktshöhe zu Beginn und am Ende der Flugphase exakt übereinstimmen. Da dies in Einzelfällen teilweise nicht der Fall ist, gibt er einen zusammengesetzten absoluten mittleren Fehler (Fehler aus der Zeitmessung und der Körperschwerpunktshöhenabweichung) von  $\Delta h_{Flug} \leq 1$  cm an, der sich durch die Mittelung über mehrere Einzelversuche um den Faktor  $5^{-1/2}$  reduziert. Dieser Fehler liegt aber immer noch deutlich unter der individuellen Merkmalsvariation der Probanden. Diese Merkmalsvariation wird über den ICC überprüft.

Tab. 3-8: ICC's der Sprunghöhen beim DJ

ICC MERKMALSSTICHPROBE		
B E D I N G U N G		ICC h <sub>Flug</sub>
	0,1 m	0.947
	0,2 m	0.954
	0,3 m	0.931
	0,4 m	0.959
	0,5 m	0.913
	0,6 m	0.908
	0,7 m	0.854
	Gesamt	0.929

Die Ergebnisse in Tab. 3-8 zeigen, dass die im Anschluss an den Bodenkontakt erzielte Sprunghöhe beim Vertikalsprung bei den untersuchten Probanden hochgradig reliabel ist. Daher ist auch von einem sehr gut ausgeprägten und stabilen Bewegungsverhalten bei den DJ auszugehen.

### 3.3.2.2.3 Berechnung der Aufprallgeschwindigkeit

Für den Vergleich der Sprungsysteme war es wichtig, die Geschwindigkeiten des Körperschwerpunktes zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes ( $v_{\text{impact}}$ ) zu kennen. Diese Geschwindigkeitswerte können allerdings nur rechnerisch anhand des Energieerhaltungssatzes aus der potentiellen Energie ( $E_{\text{pot}}(t_{\text{start}})$ ) bestimmt werden.

$$E_{\text{pot}}(t_{\text{start}}) = E_{\text{kin}}(t_{\text{impact}}) \Leftrightarrow m g h = \frac{1}{2} m v^2$$

Bei konstantem  $g$  und möglichem Fehler von  $\Delta h_{\text{corr}} = 0,0015 \text{ m}$  folgt für den Fehler von  $v_{\text{impact}}$ :

$$\Delta v = \sqrt{\left(\frac{1}{2\sqrt{2gh}} \times \Delta h_{\text{corr}}\right)^2} = 0,0029 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Auf eine Darstellung der ICC's kann an dieser Stelle verzichtet werden, da die Geschwindigkeitswerte direkt aus den Fallhöhen berechnet wurden und somit übereinstimmende Reliabilitätswerte aufweisen.

### 3.3.2.2.4 Bestimmung der Energie zum Zeitpunkt des Aufpralls und des Abdrucks ( $E(t_{\text{impact}})$ und $E(t_{\text{push off}})$ )

Die Berechnung der kinetischen Energie beim ersten und letzten Bodenkontakt erfolgt auch über den Energieerhaltungssatz. Die negativ dynamisch einwirkende Energie ( $E(t_{\text{impact}})$ ) zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes ist gleich der potentiellen Energie zu Beginn der Bewegung. Daher gilt:

$$E(t_{\text{impact}}) = E_{\text{pot}}(t_{\text{start}}) = m g h_{\text{corr}}$$

Da die Masse des Probanden mit einem Fehler von  $\Delta m = \pm 0,1 \text{ kg}$  genau bestimmt werden kann, die Erdanziehungskraft  $g = 9,81 \text{ m/s}^2$  als konstant gilt und die Fallhöhe einen Fehler von  $\Delta h_{\text{corr}} = 0,0015 \text{ m}$  aufweisen kann, lässt sich der Fehler für die kinetische Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes wie folgt berechnen:

$$\Delta E(t_{\text{impact}}) = \sqrt{\left(\frac{\partial E}{\partial m} \times \Delta m\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial h_{\text{corr}}} \times \Delta h_{\text{corr}}\right)^2} = 1,43 \text{ J.}$$

Dies entspricht bei maximalen Werten für  $E(t_{\text{impact}})$  von 600 J einem relativen Fehler von  $\Delta E(t_{\text{impact}}) = 0,24 \%$ .

Für die Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes gilt ebenfalls der Energieerhaltungssatz, nur dass hierbei die potentielle Energie am Scheitelpunkt der Flugparabel mittels der erzielten Sprunghöhe berechnet wird. Hierbei gilt:  $E(t_{\text{push off}}) = E_{\text{pot}}(t_s) = m g h_{\text{Flug}}$ .

$$\Delta E(t_{\text{impact}}) = \sqrt{\left(\frac{\partial E}{\partial m} \times \Delta m\right)^2 + \left(\frac{\partial E}{\partial h_{\text{Flug}}} \times \Delta h_{\text{Flug}}\right)^2} = 8,35 \text{ J.}$$

Daraus resultiert bei maximalen Werten für  $E(t_{\text{push off}})$  von 600 J einem relativen Fehler von  $\Delta E(t_{\text{push off}}) = 1,4 \%$ . Die Ergebnisse der Überprüfung der Reliabilitätsanalyse sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt.

Tab. 3-9: ICC's der Energiebeträge beim DJ

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
B E D I N G U N G		ICC E ( $t_{\text{impact}}$ )	ICC E ( $t_{\text{push off}}$ )
	0,1 m	0.811	0.967
	0,2 m	0.877	0.975
	0,3 m	0.896	0.961
	0,4 m	0.929	0.976
	0,5 m	0.970	0.955
	0,6 m	0.949	0.961
	0,7 m	0.916	0.854
	Gesamt	0.989	0.929

Wie aus Tab. 3-9 ersichtlich wird, erfüllen alle betrachteten Belastungsbedingungen die gestellten Reliabilitätsanforderungen. Ferner ist auch hier die Forderung erfüllt, dass der Messfehler kleiner sein sollte als die intraindividuelle Merkmalsfluktuation.

### 3.3.2.2.5 Bestimmung der Brems- und Beschleunigungsphase

Das Signal der Kraftmessplatte wurde herangezogen, um den Umkehrpunkt der Bewegung zu bestimmen und die Trennung in Brems- und Beschleunigungsphase zu ermöglichen. Dazu wurde die Kraftkurve  $F_z$  um den Betrag der Gewichtskraft des Probanden in den negativen Bereich verschoben, um die reine Kraftkomponente durch die Fallbewegung zu erhalten (Abb. 3–9 a). Die Integration

dieser Kurve führte dann zum Erhalt der Geschwindigkeitskurve des Körperschwerpunktes (Abb. 3–9 b). Durch die Berechnung der korrigierten Fallhöhe und der Annahme, dass am Scheitelpunkt der Bewegung die Vertikalgeschwindigkeit gleich Null sein muss, konnte die Geschwindigkeitskurve nullnormiert werden (Abb. 3–9 c). Die nochmalige Integration dieser nullnormierten Geschwindigkeitskurve diente der Ermittlung der Wegkurve (Abb. 3–9 d). Anhand dieser Wegkurve konnte dann der Umkehrpunkt der Bewegung während der Kontaktzeit sowie die exzentrische und die konzentrische Bodenkontaktphase bestimmt werden.

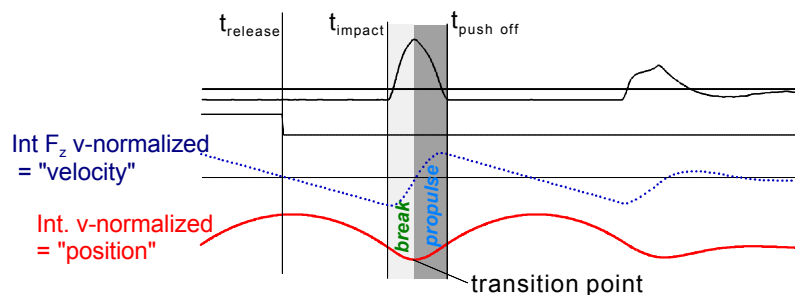
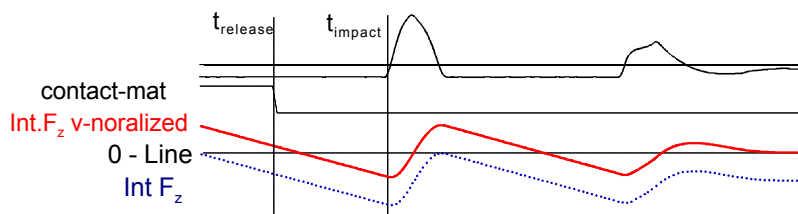
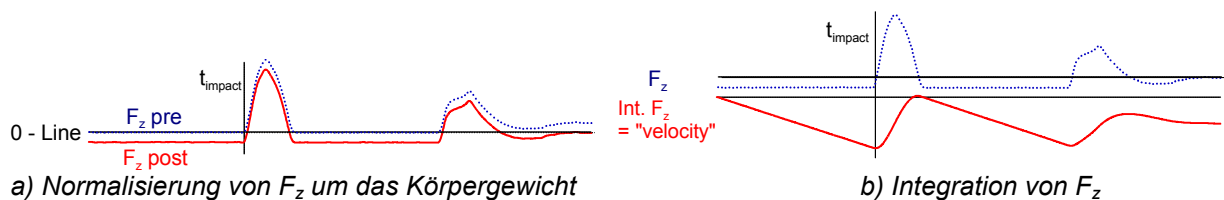


Abb. 3–9 a)-d): Methode zur Bestimmung des Umkehrpunktes und der Geschwindigkeit beim Drop Jump

Die Überprüfung der intraindividuellen Merkmalsfluktuation anhand des ICC bei den untersuchten Probanden liefert die in der nachfolgenden Tabelle dargestellten Reliabilitätskoeffizienten für die Zeitdauer der Brems- und Beschleunigungsphase:

Tab. 3-10: ICC der Zeitdauer von Brems- und Beschleunigungsphase beim DJ

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
B E D I N G U N G		ICC $t_{break}$	ICC $t_{propulse}$
	0,1 m	0.657	0.762
	0,2 m	0.828	0.808
	0,3 m	0.867	0.823
	0,4 m	0.844	0.855
	0,5 m	0.802	0.874
	0,6 m	0.847	0.873
	0,7 m	0.883	0.792
	Gesamt	0.841	0.802

Die Analyse der Merkmalskonstanz der Zeitdauer von Brems- und Beschleunigungsphase zeigt etwas deutlichere intraindividuelle Unterschiede. Dennoch liegen bis auf die 0,1 m und die 0,7 m Bedingung alle Werte im geforderten Bereich.

3.3.2.2.6 Bestimmung der mittleren Leistung beim DJ

Analog zur Bestimmung der mittleren Leistung beim SJS wird die mittlere Leistung in der negativ und positiv dynamischen Phase des Bodenkontaktes über den Betrag an geleisteter Arbeit und damit erbrachter Energie während der Brems- bzw. der Beschleunigungsphase berechnet:

$$P_{neg\ dyn} = E(t_{impact}) / t_{break} \text{ bzw. } P_{pos\ dyn} = E(t_{impact}) / t_{propulse}$$

Tab. 3-11: ICC's der mittleren Leistung beim DJ

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
B E D I N G U N G		ICC $P_{neg\ dyn}$	ICC $P_{pos\ dyn}$
	0,1 m	0.686	0.908
	0,2 m	0.836	0.902
	0,3 m	0.850	0.845
	0,4 m	0.928	0.927
	0,5 m	0.894	0.878
	0,6 m	0.881	0.920
	0,7 m	0.653	0.640
	Gesamt	0.950	0.827

Die Merkmalskonstanz der mittleren Leistung weist bei den Bedingungen 0,1 m und 0,7 m Reliabilitätswerte auf, die unter dem geforderten Betrag von 0.8 liegen. Dies ist ein Indikator dafür, dass bei diesen Versuchsbedingungen die Bewegungsausführungen der Probanden nicht stabil waren.

### 3.3.3 Sprungsystem übergreifende eingesetzte Messverfahren

Nachdem in den Kapiteln 3.3.1 und 3.3.2 die systemspezifischen Messverfahren beschrieben wurden, wird im Folgenden die systemübergreifende Messapparatur dargestellt. Dabei handelt es sich vor allem um die Messapparaturen, die am Probanden angebracht waren, wie Elektrogoniometer und EMG-Elektroden. Hierfür wurde das linke Bein präpariert.

#### 3.3.3.1 Messung der Gelenkwinkel (Goniometrie)

Zur Bestimmung der Gelenkwinkel und deren zeitlicher Veränderung wurden am Sprung-, Knie- und Hüftgelenk Goniometer der Fa. PENNY & GILES angebracht (NICOL 1988). Diese Goniometer besitzen den Vorteil, dass sie aufgrund ihres geringen Gewichtes (0,185 kg) und ihres flexiblen Messschenkels nahezu rückwirkungsfrei sind und das Problem der Nichtübereinstimmung von Gelenk- und Potentiometerachse nicht zum Tragen kommt. Die Befestigungsplatten der Goniometer wurden mittels doppelseitigem Klebeband am entsprechenden Gelenk befestigt und die Signale der Flexions-Extensionsachse mittels der A/D-Wandlerkarte in die Messanlage eingelesen. Die Goniometer wurden so kalibriert, dass das Gelenk in der aufrechten Standposition Null Grad aufwies. Die jeweilige Anbringung und Bewegungsrichtung ist in Abb. 3–10 dargestellt.

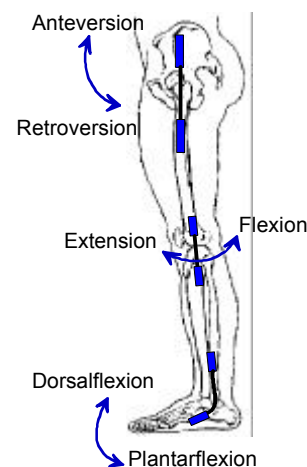


Abb. 3–10: Anbringung der Goniometer und Bezeichnung der Bewegungsrichtungen

#### 3.3.3.2 Messung der Muskelinnervation und Aktivierungsmuster (EMG)

Zur Messung der Muskelinnervation bzw. der Aktivierungsmuster der Muskulatur wurde die Methode der Oberflächenelektromyographie (EMG) verwendet. Dazu wurden entsprechend den Empfehlungen von ZIPP (1989) die Ableitstellen der Muskelinnervation vorbereitet. Die Ableitstellen wurden rasiert, die oberen Hornschichten mittels Sandpapier von Fett und Schmutzpartikeln befreit und mit Desinfektionsalkohol gereinigt. Die Elektroden wurden über den Muskelbauch entlang der Faserverlaufsrichtung mit einem Elektrodenabstand von 2 cm mittels doppelseitiger Kleberinge (Fa.

HELLIGE) angebracht. Die Platzierung der Ableitstellen wurde nach den Empfehlungen von WINTER (1991) vorgenommen und ist in Abb. 3–11 dargestellt und beschrieben.

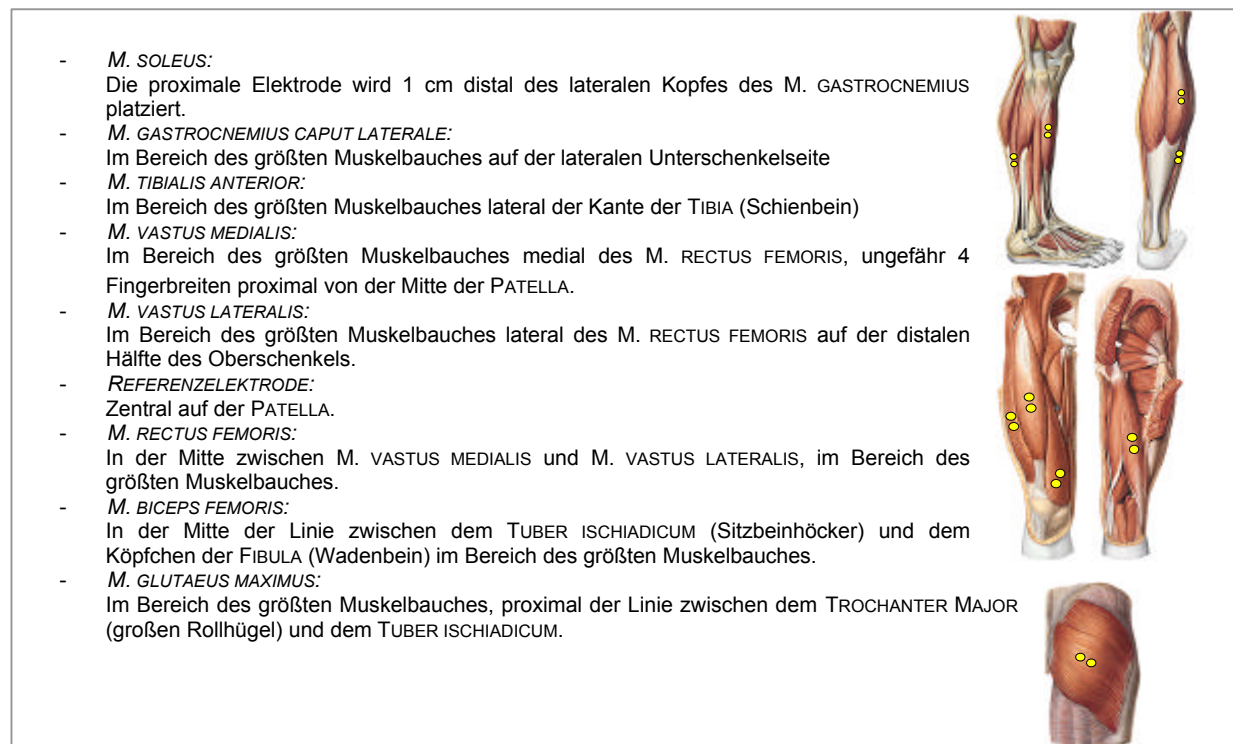


Abb. 3–11: Darstellung der Ableitstellen der Oberflächenelektromyographie

Zur Vermeidung von Artefakten wurden alle Elektroden und die ableitenden Kabel mit Klebestreifen und elastischen Klettbandern gesichert und so verlegt, dass es zu keiner Eigenbewegung kommen konnte und eine Zugentlastung gegeben war. Die Präparation eines Probanden zeigt Abb. 3–12.



Abb. 3–12: Anbringung der Goniometer und der Elektroden



Sämtliche Kabel wurden gebündelt und mit einer 16-Kanal Verstärkeranlage (Fa. RESSEL) verbunden. Dabei wurden in diesem Verstärker alle EMG-Signale getrennt, für jeden Kanal einzeln verstärkt und zur weiteren Verarbeitung über die A/D-Wandlerkarte (Fa. DATALOG) in den PC eingelesen.

### 3.3.3.3 Dateneinzugssystem

Die nachfolgende Abb. 3–13 zeigt das Schema des Datenerfassungssystems, welches für den Dateneinzug an beiden Sprungsysteme verwendet wurde.

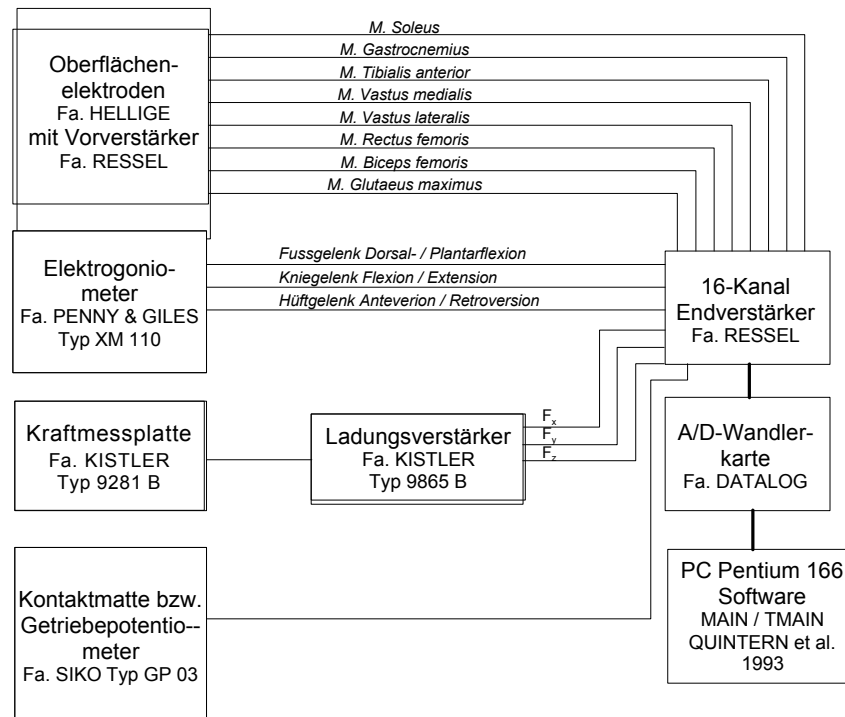


Abb. 3–13: Schema der Geräteverschaltung zur Datenerfassung und -speicherung

Die von den Oberflächen-elektroden erfassten Signale wurden in einem integrierten Vorverstärker (Fa. RESSEL) verstärkt und dem Analogverstärker (Fa. RESSEL) zugeleitet, in dem jeder EMG Kanal nochmals separat verstärkt wurde. Die Signale der Goniometer wurden ebenfalls dem Analogverstärker zugeleitet, wobei dort die Nulllinienlage justiert werden konnte. Die Messsignale der Kraftmessplatte wurden in einem speziellen Ladungsverstärker bearbeitet und über den Analogverstärker in die A/D-Wandlerkarte dem Rechnersystem zugeführt. Analog wurde mit dem Signal der Kontaktmatte bzw. des Getriebepotentiometers verfahren. Die Dateneinzugsfrequenz betrug 1kHz und erfolgte mittels eines Softwarepakets von QUINTERN et al. (Freiburg 1993), womit die Daten gespeichert und ausgewertet wurden. Die weitere Datenverarbeitung, z.B. die Berechnung der Kenngrößen, Zeitnormalisierung der Parameter etc. erfolgte dann mittels des Softwarepaket SPSS 10.0.



Abb. 3–14: Dateneinzugsanlage im Labor

### 3.3.4 Sprungsystem übergreifende Merkmalstichprobe, Messgenauigkeit und Fehlerabschätzung des Messinstrumentariums

#### 3.3.4.1 Bestimmung der maximalen Gelenkwinkel

Zur Bestimmung der Bewegungsamplituden in den betrachteten Gelenken wurden im Sprunggelenk der maximale Dorsalflexionswinkel, im Kniegelenk der maximale Flexionswinkel und im Hüftgelenk der maximale Anteversionswinkel während der Bodenkontaktphase bestimmt. Diese wurden als Maximal- bzw. Minimalwerte anhand der mit einem Tiefpassfilter von 50 Hz geglätteten Signale der Elektrogoniometer gewonnen. Der Fehler dieser Goniometer wird von FRICK (1993) mit  $\Delta \alpha = \pm 0,5^\circ$  angegeben. Die Reliabilität der Messparameter kann wiederum anhand der ICC's ermittelt werden und sind für alle 3 Gelenke in der nachfolgenden Tabelle dargestellt.

Tab. 3-12: ICC's der maximalen Beugewinkel im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk

		ICC MERKMALSSTICHPROBE		
B E D I N G U N G		ICC anke <sub>dorsal flexion</sub>	ICC knee <sub>flexion</sub>	ICC hip <sub>anteversion</sub>
	0,1 m	0.835	0.942	0.911
	0,2 m	0.886	0.905	0.947
	0,3 m	0.893	0.904	0.946
	0,4 m	0.952	0.895	0.950
	0,5 m	0.921	0.868	0.924
	0,6 m	0.800	0.830	0.860
	0,7 m	0.986	0.736	0.953
	Gesamt	0.864	0.900	0.927

Aus Tab. 3-12 wird ersichtlich, dass bis auf die maximalen Kniewinkel in der 0,7 m Bedingung alle Parameter die entsprechenden Reliabilitätsanforderungen erfüllen.

### 3.3.4.2 Bestimmung der mittleren Gelenkwinkelgeschwindigkeiten

Die mittleren Gelenkwinkelgeschwindigkeiten in der negativ dynamischen Phase des Bodenkontaktes wurden durch die Subtraktion der Winkelstellungen zum Zeitpunkt des Phasenbeginns und –endes und die anschließende Division dieser Winkelamplituden durch Dauer der negativ dynamischen Bewegungsphase gewonnen. Für diese Geschwindigkeitsbestimmung gibt FRICK (1993) einen relativen Auswertefehler von  $\pm 1,7 \%$  an. Die Analyse der Merkmalsfluktuation mittels des ICC zeigt das in der nachfolgenden Tabelle dargestellte Ergebnis.

Tab. 3-13: ICC's der mittleren Winkelgeschwindigkeiten während der negativ dynamischen Bodenkontaktphase im Sprung-, Knie- und Hüftgelenk

		ICC MERKMALSSTICHPROBE		
B E D I N G U N G		ICC v anke <sub>dorsal flexion</sub>	ICC v knee <sub>flexion</sub>	ICC v hip <sub>anteversion</sub>
	0,1 m	0.803	0.740	0.694
	0,2 m	0.769	0.642	0.741
	0,3 m	0.851	0.655	0.775
	0,4 m	0.768	0.706	0.831
	0,5 m	0.703	0.683	0.750
	0,6 m	0.709	0.663	0.721
	0,7 m	0.693	0.635	0.653
	Gesamt	0.803	0.700	0.792

Es wird ersichtlich, dass die Merkmalsfluktuation bei den Winkelgeschwindigkeiten sehr groß ist und die geforderten Werte von  $\geq 0.8$  häufig nicht erreicht werden. Daher müssen bei der Betrachtung der Ergebnisse in diesem Bereich nicht eindeutige Mittelwertsunterschiede bzw. geringe Signifikanzniveaus mit Vorsicht interpretiert werden.

### 3.3.4.3 Bestimmung der maximalen Kraftwerte in z- Richtung und des mittleren Kraftanstiegs

Die Kraftmessplatten am Schlittensystem und bei den Drop Jumps ermöglichten die Aufzeichnung der Kraftwerte in allen drei Ebenen ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ). Die Signale der einzelnen Kraftkomponenten wurden mit einem Tiefpassfilter von 50 Hz gefiltert. Das Kraftsignal diente bei beiden Sprungbedingungen der zeitlichen Bestimmung des Bodenkontaktes über den ersten Anstieg der Kraftkurve in der  $F_z$ -Ebene. Zudem konnte damit bei beiden Systemen die gesamte Bodenkontaktzeit sowie beim Drop Jump zusätzlich die Flugzeit bestimmt werden. Des weiteren wurden die Maximalwerte in z - Richtung sowie deren zeitliches Auftreten bestimmt.

Der Fehler bei der Bestimmung der zeitlichen Parameter wird von der Dateneinzugsfrequenz determiniert und beträgt bei Zeitpunkten  $\Delta t = \pm 1 \text{ ms}$  und bei Zeitspannen  $\Delta t = \pm 2 \text{ ms}$ , wenn man den maximal möglichen Fehler betrachtet.

Der relative Fehler der Maximalkraftwerte setzt sich aus der Nichtlinearität der Kraftaufnehmer ( $\pm 0,3 \%$ ) und der Ungenauigkeit des Ladungsverstärkers ( $\pm 1 \%$ ) zusammen und beträgt somit insgesamt  $\Delta F_{\max} = 1,04 \%$ . Bei maximalen Kraftwerten in z- Richtung von 6000 N beträgt der absolute Fehler der Kraftwerte  $\Delta F_{\max} = 62,4 \text{ N}$ .

Der mittlere Kraftanstieg während der negativ dynamischen Bodenkontaktphase wurde durch die Differenzbildung der Kraftwerte zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr  $t_u$  und zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes ( $t_{\text{impact}}$ ) und der Division durch die Phasendauer errechnet. Dabei ergibt sich ein absoluter Fehler von  $\Delta dF = 88 \text{ N/s}$ . Dies entspricht dem von WANG (1999) ermittelten Fehler für die Explosivkraft.

Die Überprüfung der Reliabilität ist in der nachfolgenden Tabelle anhand der ICC's dargestellt.

Tab. 3-14: ICC's der maximalen Kraftwerte und der durchschnittlichen Kraftanstiegs in z- Richtung

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
B E D I N G U N G		ICC $F_{\text{max}}$	ICC dF
	0,1 m	0.875	0.685
	0,2 m	0.877	0.862
	0,3 m	0.880	0.835
	0,4 m	0.892	0.885
	0,5 m	0.826	0.771
	0,6 m	0.801	0.784
	0,7 m	0.798	0.673
	Gesamt	0.823	0.805

Insgesamt betrachtet liegen die Reliabilitätswerte für beide Parameter im geforderten Bereich. Dennoch werden bei einzelnen Bedingungen v.a. beim Kraftanstieg die Reliabilitätsanforderungen nicht erreicht. Sie liegen zwar immer noch über 0.5, erfordern aber bei der Ergebnisinterpretation eine gewisse Berücksichtigung.

### 3.3.4.4 Bestimmung des phasenspezifischen integrierten EMG's

Für die Analyse der neuromuskulären Aktivierungsmuster wurde das Oberflächenelektromyogramm (EMG) herangezogen. Die Roh-EMG Signale wurden ungefiltert full-wave gleichgerichtet. Das gleichgerichtete EMG wurde integriert (IEMG) und zeitnormiert für die entsprechend analysierten Phasen als Mittelwert des gleichgerichteten und integrierten Signals berechnet. Die Phasen wurden dabei in Anlehnung an GOLLHOFER (1987), DIETZ et al. (1979) und SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982) in die physiologischen Phasen der Voraktivierung (PRE = Onset des EMG's bis  $T_{\text{cont}}$ ), der reflexinduzierten Phase (RIA = 30 – 120 ms) und der Phase der späten EMG-Antwort (LER = 120 ms –  $T_{\text{off}}$ ) eingeteilt.

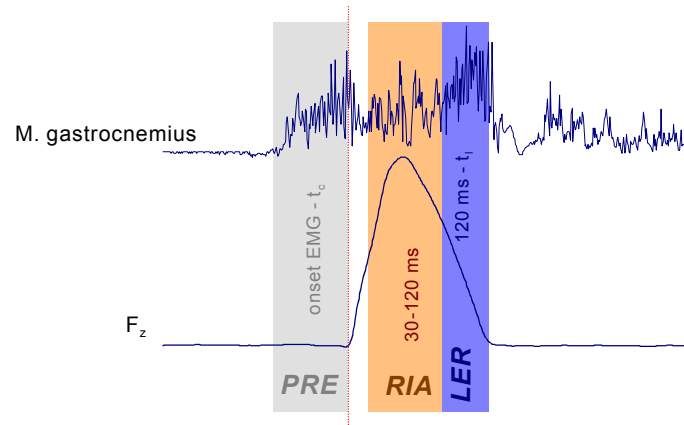


Abb. 3-15: Die Ermittlung der funktionellen EMG-Phasen

Um den Fehler bei der Erhebung der EMG-Daten zu minimieren, wurden Haut und Elektroden sehr sorgfältig präpariert. Der gerätebedingte Messfehler liegt bei weniger als 2 %. Die Überprüfung der Reliabilitätsparameter soll hier für jeden Muskel erfolgen, wurde aber aufgrund der Erhaltung der Übersichtlichkeit nur jeweils über alle Versuchsbedingungen betrachtet. Die nachfolgende Tabelle zeigt die entsprechenden ICC's muskel- und phasenspezifisch auf.

Tab. 3-15: Phasenspezifische ICC's der zeitnormierten IEMG - Werte der abgeleiteten Muskeln

ICC MERKMALSSTICHPROBE			
Muskel	ICC PRE	ICC RIA	ICC LER
M. soleus	0.738	0.812	0.801
M. gastrocnemius	0.735	0.764	0.749
M. tibialis anterior	0.809	0.792	0.727
M. vastus medialis	0.789	0.801	0.753
M. vastus lateralis	0.756	0.787	0.746
M. rectus femoris	0.780	0.853	0.813
M. biceps femoris	0.662	0.720	0.711
M. gluteus maximus	0.523	0.673	0.708

Anhand der dargestellten ICC's wird deutlich, dass hierbei die geforderte Grenze von  $r_{tt} \geq 0.8$  teilweise unterschritten wird. Dies deckt sich mit Untersuchungen von GOLLHOFER et al. (1990), BOSCO / VIITASALO (1982) und GOODWIN et al. (1999), die für unterschiedliche Beinmuskeln bei verschiedenen methodischen Reliabilitätsüberprüfungen Werte von  $r_{tt} = 0.01 - 0.88$  fanden. Allerdings wurden bei GOODWIN et al. (1999) die Muskeln nicht in ihren funktionellen Phasen überprüft. Eine Erklärung für das teilweise Unterschreiten der Reliabilitätsgrenzen könnte sein, dass zum einen die Muskeln synergistisch arbeiten und damit internuskulär Spielräume hinsichtlich des Aktivierungsverhaltens bei gleicher mechanischer Effizienz geschaffen werden (YANG / WINTER 1983), zum anderen beispielsweise der M. biceps femoris nicht als Hauptarbeitsmuskel in die Sprungbewegung integriert wurde und bei dieser Bewegung hauptsächlich als Stabilisationsmuskel Verwendung fand (GOODWIN et al. 1999). Durch die Zweigelenkigkeit des M. Gastrocnemius und des

M. Rectus femoris ergeben sich auch hier größere Freiheitsgrade bezüglich der muskulären Aktivierung. Die geringe Reliabilität kann auch darin begründet liegen, dass durch die Integration von Zeitfenstern unter 75ms die Reliabilität sehr stark abnimmt (NORMAN et al. 1980; HERSHLER / MILNER 1978). Dies betrifft zum einen die Voraktivierungsphase, die für einzelne Muskeln unter diesem Bereich lag und zum anderen die LER-Phase, die v.a. beim DJ teilweise ebenfalls unter dieses Limit kam. Im Vergleich zu den dargestellten Untersuchungen in der Literatur ist jedoch anzumerken, dass die hier vorliegenden ICC's verhältnismäßig hoch ausfallen. Dies kann durch die hohe Leistungsfähigkeit der Probanden im reaktiven Sprungbereich erklärt werden, wodurch eine sehr stabile neuromuskuläre Aktivierung über den häufigen Trainingsinput erreicht werden kann. Insgesamt ist anzumerken, dass durch die Mittelung mehrerer Bewegungswiederholungen systematisch auftretende Anteile des EMG's stärker zum Tragen kommen, während unsystematische Anteile minimiert werden (GOLLHOFER et al. 1989) und somit die Test-Retest-Reliabilität in 85% der Fälle über dem geforderten Wert von  $r_{tt} \geq 0.8$  lag. Dies kann auch für diese Untersuchung postuliert werden.

Für die Betrachtung der Aktivierungsmuster kann angemerkt werden, dass nach GOLLHOFER et al. (1990) und MRACHACZ et al. (1998) von einer hohen Stabilität der neuromuskulären Aktivierungsmuster bei Bewegungen im Dehnungs- Verkürzungszyklus ausgegangen werden kann, welche sich durch eine hohe Reliabilität der Parameter äußert.

#### **3.3.4.5 Gesamtbetrachtung der Messapparatur**

Für die Objektivität der Messergebnisse ist es wichtig, dass die Probanden durch die Messapparatur nicht beeinflusst werden (BÖS et al. 2000). Durch die Art der Anbringung von Elektroden, Goniometer und übriger Messapparatur muss daher eine Rückwirkung auf den Athleten vermieden werden. Gewichtsbedingte Einflüsse sind durch das geringe Gesamtgewicht der Probandenmessgarnitur von ca. 0,5 kg zu vernachlässigen. Nach Auskunft der Probanden wurde bereits in der spezifischen Aufwärmphase am SJS die Elektroden- und Goniometerapplikation nicht mehr subjektiv wahrgenommen. Damit kann die Forderung von BAUMANN / PREISS (1996) bezüglich einer Rückwirkungsfreiheit als Gütekriterium für Messverfahren als erfüllt angesehen werden.

Die Fehlerbetrachtung der erhobenen Merkmalsstichprobe zeigt, dass der jeweilige Fehler unterhalb der intraindividuellen Merkmalsfluktuation liegt und somit die Ergebnisse nicht weiter beeinflusst. Für die Reliabilitätsbetrachtung ist es jedoch sehr wichtig nochmals anzumerken, dass durch das Average - Verfahren (Mittelung der Parameter über 5 Sprungversuche) zudem noch ein deutlicher Reliabilitätsgewinn zu verzeichnen ist. Dies wurde von NEUBERT (1999) für mechanische und neurophysiologische Parameter und von SCHMIDTBLEICHER et al. (1978) für neurophysiologische Parameter nachgewiesen. Daraus ergibt sich, dass sowohl aufgrund der bereits schon sehr guten Intraclass Korrelationskoeffizienten durch die Mittelung der einzelnen Sprungversuche pro Sprungbedingung noch eine verbesserte Reliabilität erreicht werden kann.

### 3.4 Statistische Auswerteverfahren

Für die Datenanalyse wurden die gemittelten Einzelversuche der Probanden für jede Fallhöhe zusammengefasst und Mittelwert sowie Standardabweichung bestimmt. Zur Überprüfung der Nullhypothese bzw. signifikanten Mittelwertsunterschieden zwischen den einzelnen Versuchsbedingungen wurde nach Prüfung der Normalverteilung (KOLMOGOROV-SMIRNOV) und der Varianzhomogenität (MAUCHLY-SPÄRIZITÄTS-TEST) der nichtparametrische WILCOXON - Test bzw. der t-Test für abhängige Stichproben herangezogen. Da die Stichprobengröße nur einen geringen Umfang ( $n = 24$ ) aufwies, teilweise nicht normalverteilt und die Varianzen inhomogen waren, wurde nicht die asymptotische Methode zur Signifikanzprüfung verwendet, sondern es wurde auf die exakte bzw. Monte Carlo Methode zur Signifikanzprüfung zurückgegriffen. Hierbei wird das Signifikanzniveau auf der Basis der exakten Verteilung der Teststatistik berechnet (MEHTA / PATEL 1995; ROSENBAUM 1995), was in einigen Fällen die Genauigkeit der Signifikanzergebnisse deutlich verbessert. Die exakte Berechnung liefert immer ein verlässliches Ergebnis, unabhängig von Größe, Verteilung, Abhängigkeit und Homogenität der vorliegenden Daten.

Zur Feststellung des Zusammenhangs von Kenngrößen (z.B. Energietransfer) wurden die Korrelationskoeffizienten nach PEARSON berechnet.

Bezüglich der Unterschiede von Männern und Frauen und deren Auswirkung auf die Auswertungen wurde von NEUBERT (1999) gefordert, diese im Falle von signifikanten Mittelwertsunterschieden nicht zu einer Gesamtgruppe zusammenzufassen. Dabei vermutete sie signifikante Mittelwertsunterschiede zwischen männlichen und weiblichen Versuchspersonen vor allem bei den Kraftwerten, nicht aber bei der Bewegungstechnik und der Sprungleistung. Die nachfolgende Abb. 3–16 zeigt eine geschlechtsspezifische Auswertung der maximalen Kraftwerte beim Schlittensprungsystem und beim Drop Jump.

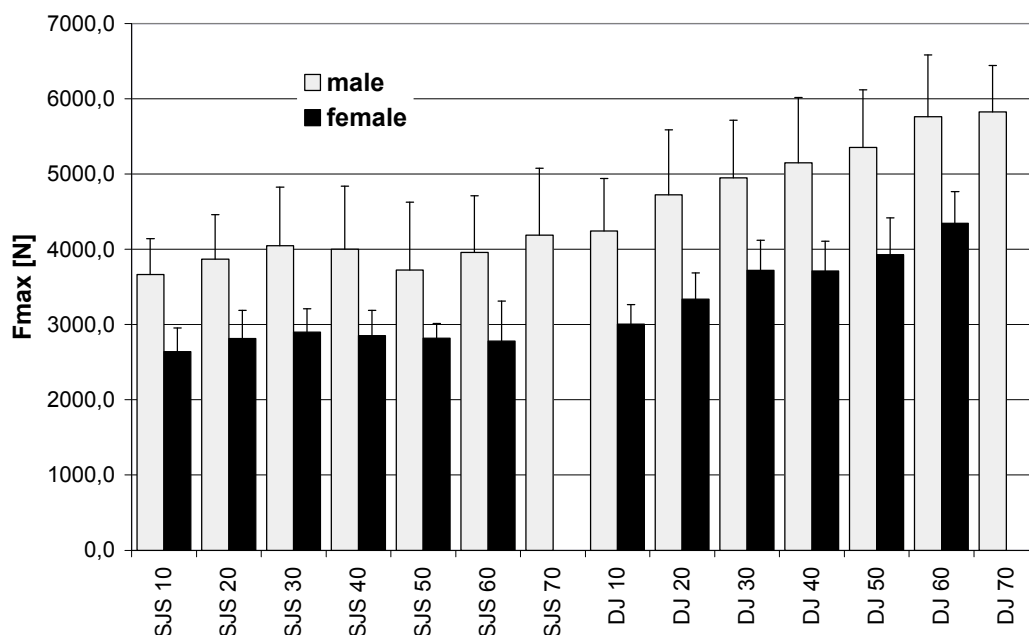


Abb. 3–16: Geschlechtsspezifische Auswertung der Maximalkraftwerte während der Bodenkontaktphase beim Schlittensprungsystem und beim Drop Jump

Daraus wird deutlich, dass sich die weiblichen und männlichen Probanden zwar in ihren Kraftwerten unterscheiden, dieser Unterschied aber über die verschiedenen Versuchsbedingungen konstant bleibt. Daher hat für die Auswertung der Unterschiede zwischen den Versuchsbedingungen die Geschlechtsspezifik keine Auswirkungen und kann somit bei den Ergebnisbetrachtungen vernachlässigt werden.



## **4 ERGEBNISSE PROJEKT „HEIGHT VARIATION“**

Nachfolgend werden die Ergebnisse der durch die Höhen- und Systemvariation hervorgerufenen mechanischen und neuromuskulären Veränderungen bei Bewegungen im Dehnungs- Verkürzungs-Zyklus dargestellt. Der erste Abschnitt dieses Kapitels beinhaltet eine qualitative Analyse der gemittelten Datenfiles unterschiedlicher Belastungsbedingungen, woraus erste Rückschlüsse bezüglich der Auswirkungen von Belastungsveränderungen gezogen werden können. Im Anschluss daran erfolgt die detaillierte quantitative und statistische Analyse der erhobenen und berechneten mechanischen und neuromuskulären Parameter unter den verschiedenen Belastungsbedingungen. Zur besseren Übersicht werden die innerhalb dieses Ergebniskapitels dargestellten Grafiken so gestaltet, dass die „Sledge Jump System“ Bedingung (SJS) jeweils in blauen Farbtönen, die „Drop Jump“ Bedingung (DJ) jeweils in roten Farbtönen dargestellt ist.

### **4.1 Qualitative Analyse der Belastungsauswirkungen**

Aussagen über hervorgerufene Treatment- bedingte Veränderungen werden durch qualitative Analysen von Datenfiles ermöglicht. Gegenüber der quantitativen Datenanalyse bietet diese den Vorteil spezifische Muster in den neurophysiologischen und mechanischen Parametern zu erkennen und herauszustellen. Im ersten Abschnitt dieser Ergebnisdarstellung erfolgt daher eine graphische Darstellung der über die Gesamtgruppe gemittelten Datenfiles. Dabei werden jeweils unterschiedliche Belastungsbedingungen, einerseits die Höhenvariation und andererseits die Systemvariation, miteinander verglichen. Die Aufsummierung der Datenfiles erfolgte mit Hilfe der Datenbearbeitungssoftware SMAIN (QUINTERN 1989). Diese ermöglicht zusätzlich zu der Darstellung der Mittelwertskurven der Gesamtgruppe auch eine graphische Veranschaulichung der Standardabweichung, welche im jeweiligen systemspezifischen Farbbereich angegeben ist. Die ersten zwei Abbildungen zeigen die fallhöhenbedingten Veränderungen anhand der 0,2 m und 0,6 m Bedingung beim SJS und beim DJ.

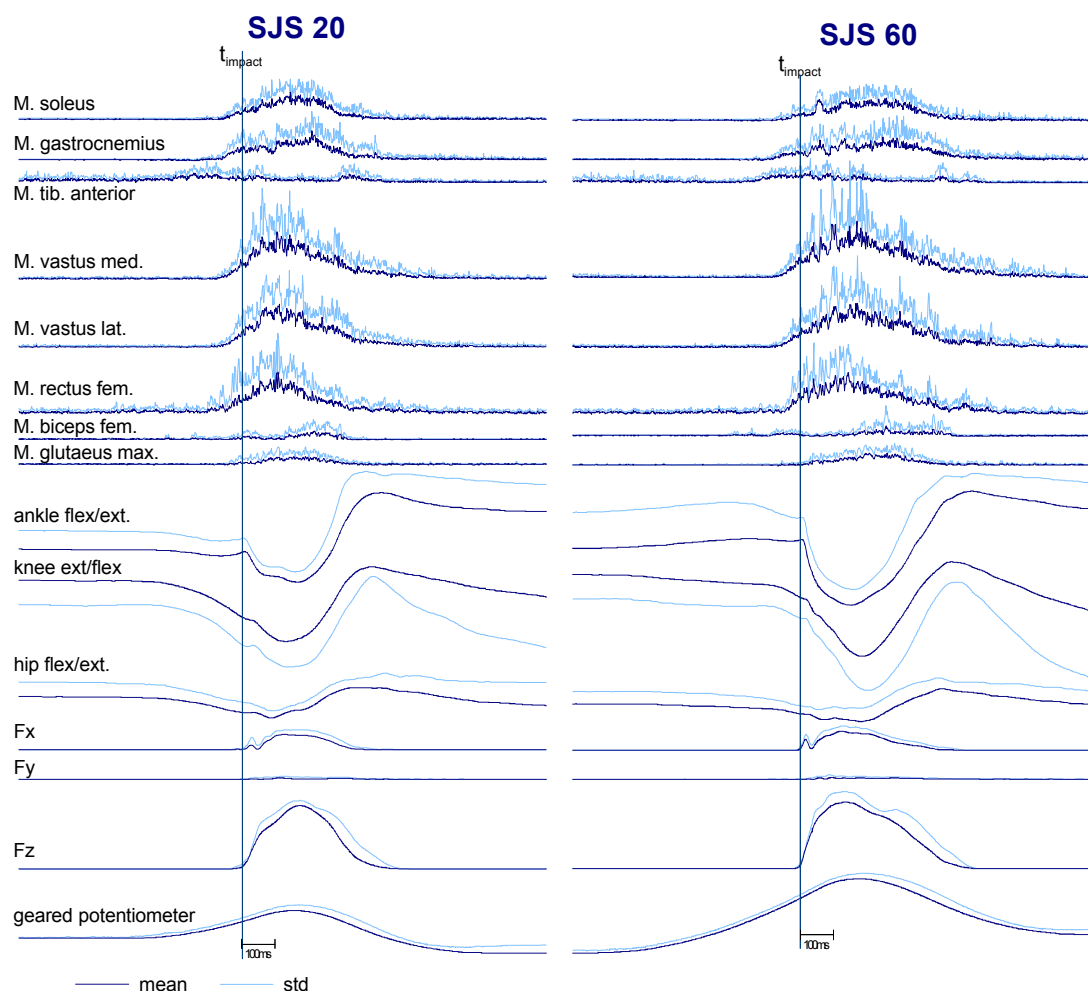


Abb. 4–1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen bei SJS20 und SJS60

Anhand des systeminternen Vergleichs der 0,2 und 0,6 m Bedingung beim SJS (Abb. 4–1) kann durch die Amplitudenvergrößerung der Signalkurve des Getriebepotentiometers eine Vergrößerung der Fallhöhe bestätigt werden. Bei der Betrachtung der Kraftkurve in z- Richtung zeigt sich, dass die Veränderungen der Fallhöhe zu einer Veränderung der gesamten Bodenkontaktzeit führten. Zudem weist sie bei der größeren Fallhöhe während der negativ dynamischen Bewegungsphase einen deutlich steileren Kraftanstieg auf. Bei der Betrachtung der Gelenkwinkel im Sprung- und Kniegelenk zeigen sich Veränderungen bei den Kurvenverläufen, die größere Bewegungsamplituden während der Bodenkontaktphase vermuten lassen. Die Analyse der neuromuskulären Aktivierungsmuster anhand der gemittelten und gleichgerichteten EMG- Kurven zeigt bei der SJS60 Bedingung ein etwas stärker segmentiertes EMG. Dadurch lassen sich bei der Betrachtung der Gesamtgruppe ca. 30 - 40 ms nach dem Aufprall deutlich stärkere Aktivierungsintensitäten beim M. soleus, M. gastrocnemius und M. vastus medialis aufzeigen, die auf eine Aktivierung des monosynaptischen Reflexsystems hindeuten. Ansonsten zeigen sich nur geringe Veränderungen im Aktivierungsmuster, die neben einer leichten Erhöhung des Aktivierungsgrades der Hauptbewegungsmuskulatur auch eine Verlängerung der Aktivierungsdauer aufgrund der Verlängerung der Bodenkontaktphase aufweisen. Die insgesamt zu

beobachtenden geringen Standardabweichungen der Gesamtgruppe zeigen zudem, dass in der Versuchsgruppe sehr homogene Bewegungs- und Aktivierungsmuster vorlagen.

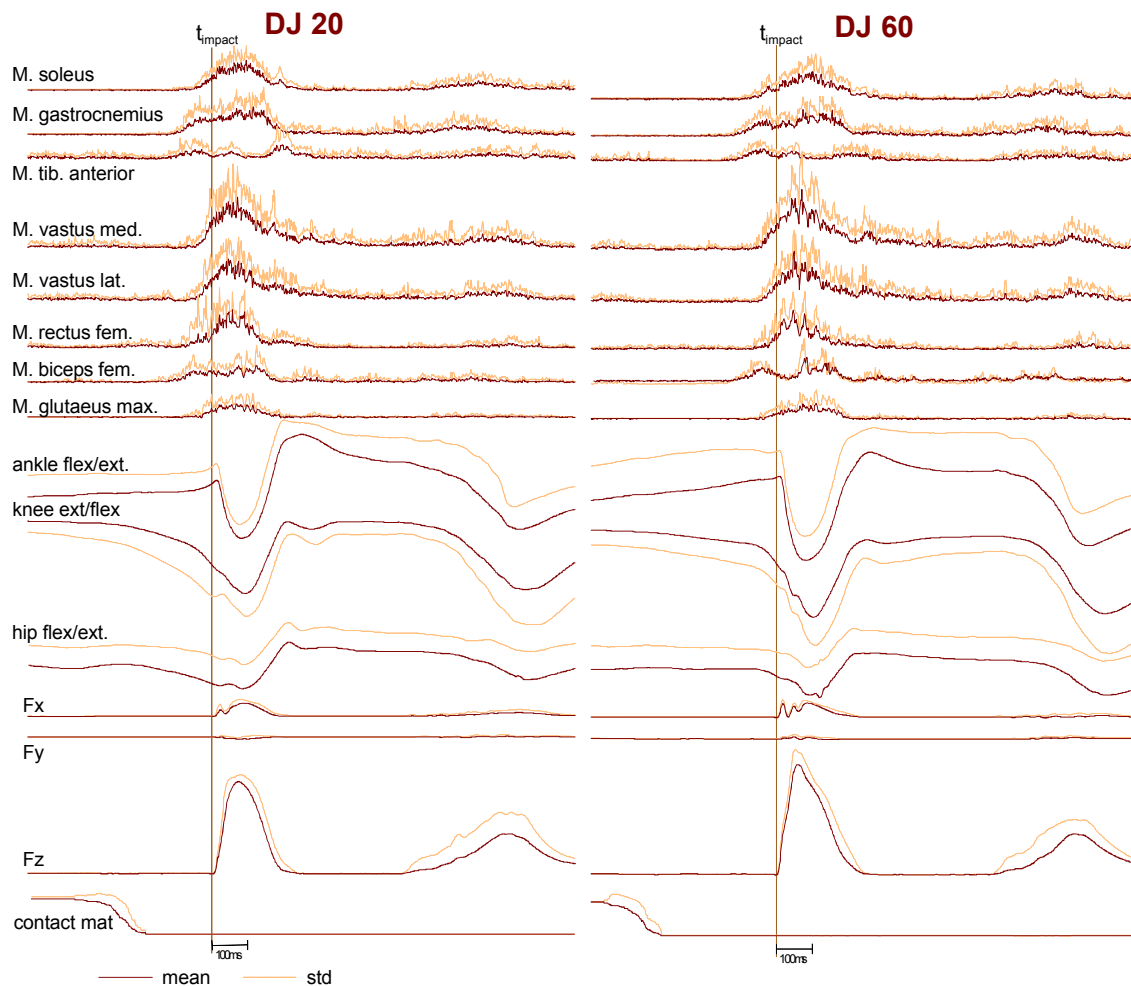


Abb. 4–2: Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen bei DJ20 und DJ60

Vergleicht man die Auswirkungen von Fallhöhenveränderungen beim DJ zwischen den Bedingungen DJ20 und DJ60 (Abb. 4–2) zeigen sich kaum Veränderungen. Die Verlängerung der Fallzeit durch die Erhöhung der Fallhöhe wird anhand des unterschiedlichen Kontaktmattensignals deutlich. Am gravierendsten zeigen sich die Änderungen bei den maximalen Kraftwerten in z- Richtung. Ansonsten werden nur minimale oder keine Veränderungen bei der Belastungserhöhung sichtbar. Selbst die Dauer der Bodenkontaktphase bleibt nahezu unverändert. Eine stärkere Segmentierung der EMG Muster zeigt sich allenfalls bei den Kniegelenksstreckern. Zur Klärung weiterer eventueller Unterschiede, hervorgerufen durch die Belastungsveränderungen beim DJ, müssen daher statistische Analysen der erhobenen abhängigen Variablen und Parameter beitragen. Die abschließende Analyse, die anhand des Vergleichs von graphischen Datenfiles vorgenommen werden sollen, wird in Abb. 4–3 verdeutlicht. Hier ist ein Systemvergleich zwischen SJS und DJ bei der mittleren Fallhöhe von 0,4 m dargestellt. Die graphische Analyse veranschaulicht deutlich die Unterschiede der Bewegungsmuster und erfassten Parameter zwischen den beiden Sprungsystemen. Am offensichtlichsten zeigen sich die Unterschiede bei den Bodenkontaktzeiten und Kraftwerten in z- Richtung. Die Änderung der

Zeitstruktur zeigt sich auch bei allen anderen eingezogenen Datenkanälen und Bewegungsmustern, welche beim SJS40 zeitlich deutlich gedehnter vorliegen. Bezüglich der Unterschiede bei den maximalen Gelenkwinkelamplituden zeigen sich beim SJS im Vergleich größere Werte im Kniegelenk. Die Bewegungsausmaße im Sprung- und Hüftgelenk äußern sich bei der graphischen Betrachtung nicht auffällig unterschiedlich. Die Steilheit der Gelenkwinkelkurven zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes und während der negativ dynamischen Bewegungsphase deuten zudem auf Unterschiede in den Winkelgeschwindigkeiten hin, die beim DJ deutlich höher liegen dürften. Im Vergleich zum DJ40 zeigen die EMG - Kurven beim SJS40 eine deutliche Linksverschiebung der Hauptaktivität. Während der Voraktivierungs- (PRE) und Reflexphase (RIA) sind beim DJ höhere EMG Aktivitäten zu verzeichnen. Dies deutet für das Sprungsystem SJS auf eine weniger effiziente muskuläre Aktivierung und eine Verschiebung der Muskelaktivität zu den Phasen der späten EMG Antworten (LER Phase) hin. Zudem zeigen die EMG Muster der betrachteten Muskeln beim DJ ein segmentierteres Aktivierungsverhalten, das sich in regelrechten Aktivierungsbursts äußert. Zur genaueren Auswertung und weiteren Betrachtung der belastungsbedingten Veränderungen bedürfen die erhobenen Parameter aber einer quantitativen und statistischen Analyse der gleichgerichteten integrierten EMG Werte.

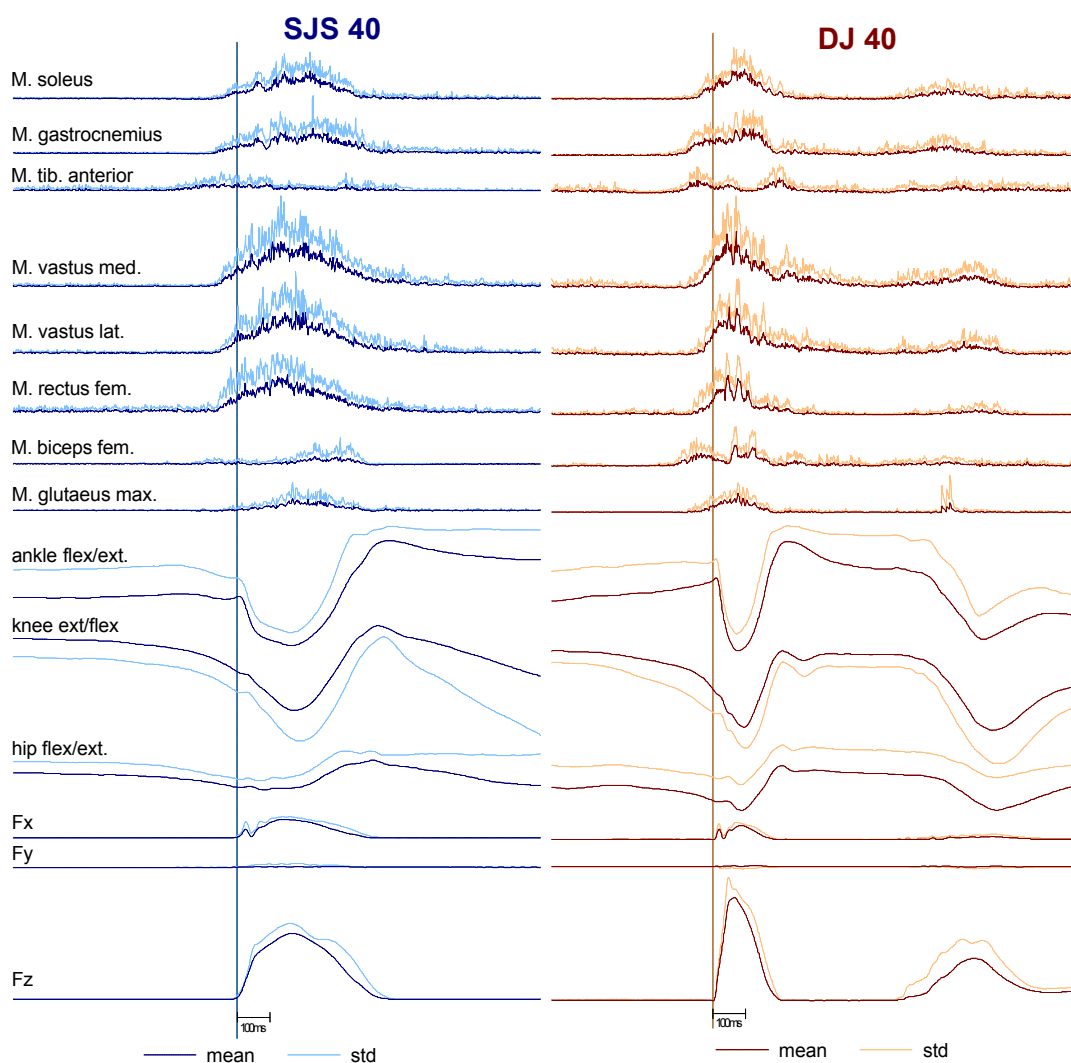


Abb. 4–3: Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen bei SJS40 und DJ40

## 4.2 Quantitative Analyse der Belastungsauswirkungen auf die mechanischen Parameter

### 4.2.1 Korrigierte Fallhöhe

Für die Analyse der Auswirkung von Belastungsveränderungen durch die Variation der Fallhöhe ist es entscheidend zu überprüfen, ob die vorgegebenen Fallhöhen entsprechend realisiert wurden. Denn durch ein Tiefgehen oder ein aktives Abspringen während des Lösevorganges am Hubtisch kann die vorgegebene Fallhöhe deutlich verändert werden. Um diesen Aspekt zu berücksichtigen und die tatsächlich realisierten Fallhöhen als Belastungsparameter heranzuziehen, wurden die realen Fallhöhen berechnet, die Versuche in Intervallen von  $\pm 0,05$  m um die vorgegebene Fallhöhe zusammengefasst und als „corrected heights“ bezeichnet. Damit konnte sichergestellt werden, dass für die weiteren Auswertungen die korrekte Belastungsvorgabe berücksichtigt wurde und die realisierten Fallhöhen der jeweiligen Fallhöhenstufe entsprechend realisiert wurden. Die nachfolgende Abbildung zeigt diesen Sachverhalt graphisch auf.

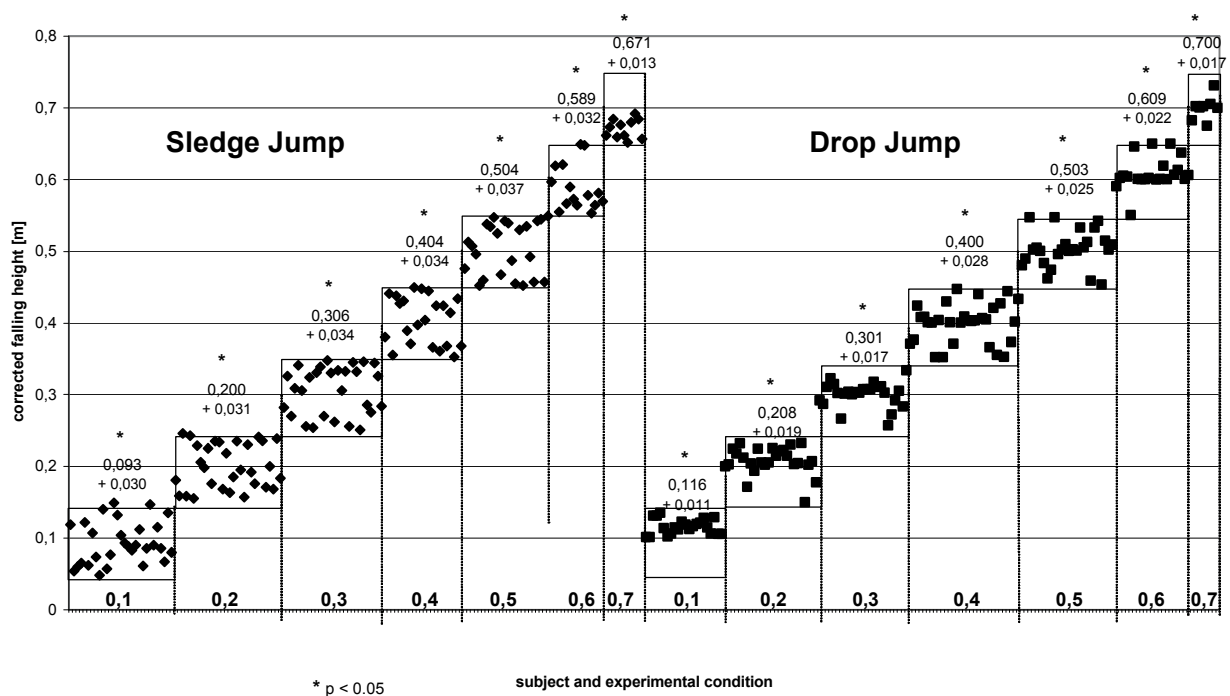


Abb. 4–4: Korrektur der Fallhöhengruppen, Mittelwerte, Standardabweichungen und systeminterne signifikante Unterschiede zwischen den Werten der einzelnen Fallhöhengruppen

Die Prüfung der jeweiligen Fallhöhe auf signifikante Unterschiedlichkeit gegenüber der nachfolgenden Fallhöhe bestätigt beim SJS und beim DJ auf allen Stufen eine signifikante Veränderung der Bedingung. Dies bedeutet, dass jede einzelne betrachtete Fallhöhenstufe eine signifikant unterschiedliche Belastungssituation im Vergleich zu den anderen Fallhöhenbedingungen innerhalb des Sprungsystems darstellt. Vergleicht man die verschiedenen Belastungsbedingungen auf den vergleichbaren Belastungsstufen der beiden Sprungsysteme, so zeigt sich, dass lediglich bei der 0,1

m Bedingung zwischen den Sprungsystemen signifikante Unterschiede vorliegen. Alle anderen Belastungsstufen sind hinsichtlich der Fallhöhe zwischen den Systemen als vergleichbar anzusehen. Die Vorgabe der Vergleichbarkeit der beiden Sprungsysteme bezüglich der Treatmentvariable Fallhöhe kann somit als erfüllt betrachtet werden.

### 4.2.2 Aufprallgeschwindigkeit

Die erste zu betrachtende abhängige Variable von der Belastungsvariation stellt die Aufprallgeschwindigkeit (vgl. Abb. 4–5) zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes dar. Die durch die Variation der Fallhöhen verursachte stufenweise Belastungsveränderung führt innerhalb der Sprungsysteme zu signifikanten Unterschieden ( $p < 0.005$ ) bei der Aufprallgeschwindigkeit. Daraus kann gefolgert werden, dass auch bei der Betrachtung der Aufprallgeschwindigkeiten jede Belastungsstufe eine signifikant veränderte Belastungssituation innerhalb eines Sprungsystems verursacht. Beim Vergleich der Sprungsysteme zeigt sich, dass die Aufprallgeschwindigkeit beim DJ, im Vergleich zum SJS, bei jeder Fallhöhe signifikant ( $p < 0.01$ ) höher lag. Die Werte beim SJS erreichen nur ungefähr die Hälfte der Werte beim DJ. Dadurch sind diese Sprungssysteme hinsichtlich der durch die Aufprallgeschwindigkeit verursachten Belastungen nicht vergleichbar.

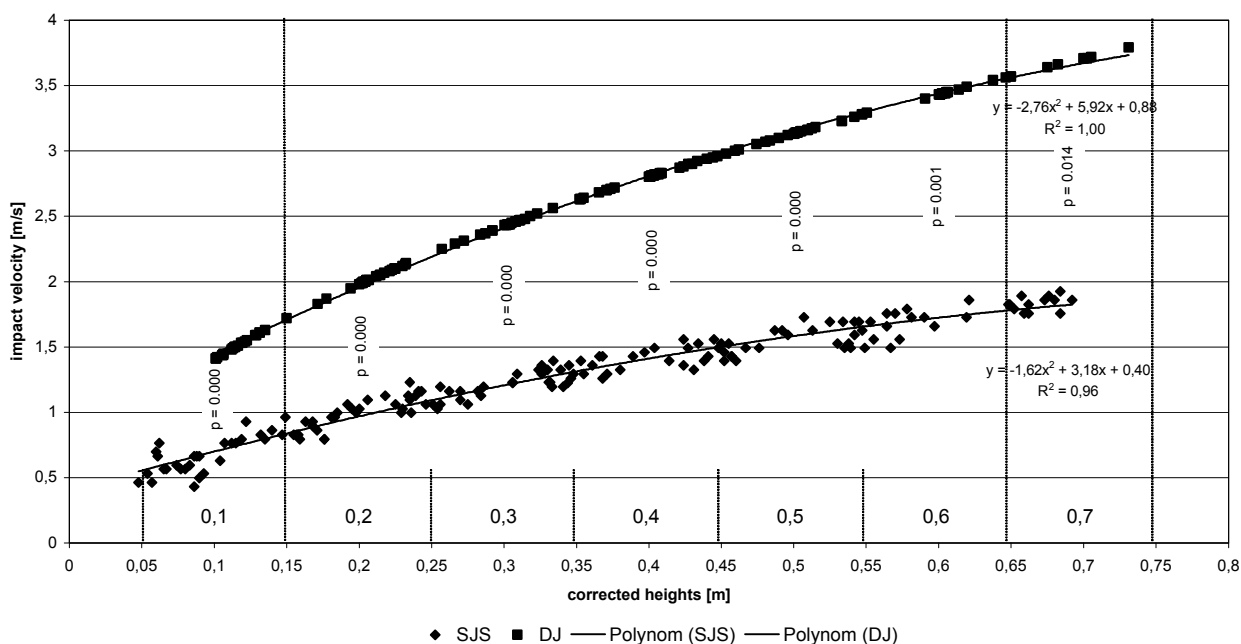


Abb. 4–5: Aufprallgeschwindigkeiten beim DJ und SJS bei den verschiedenen korrigierten Fallhöhen

### 4.2.3 Energie zu Beginn und am Ende des Bodenkontaktes

Die Energie zum Beginn des Bodenkontaktes ( $E(t_{\text{impact}})$ ) wird in der Literatur häufig als der entscheidende Parameter für die Belastung bei DJ's angesehen. Durch die Bestimmung dieses Parameters ist es möglich, den Grad der energetischen Belastung, der auf die Probanden einwirkt, zu quantifizieren. Eine Übereinstimmung der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes erlaubt darüber hinaus zusätzlich einen Vergleich der beiden Sprungsysteme von Seiten der energetischen Belastung. Ferner kann durch die Ermittlung der Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ( $E(t_{\text{push off}})$ ) ein weiterer Parameter zur Verfügung gestellt werden, der den entsprechenden kinetischen Energieoutput charakterisiert. Zu diesem Zweck wurden die Energiebeträge zu Beginn und am Ende der Bodenkontaktphase ermittelt (dargestellt in Abb. 4–6). Die erste Abbildung zeigt, dass eine Vergrößerung der Fallhöhe sowohl beim DJ als auch beim SJS zu einer signifikanten ( $p < 0.01$ ) Steigerung der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes ( $E(t_{\text{impact}})$ ) führt. Hierdurch wird wiederum eine Unterscheidung der Belastungseinwirkung innerhalb der Belastungsstufen der Sprungsysteme möglich. Der Vergleich der beiden Sprungsysteme zum Zeitpunkt  $t_{\text{impact}}$  zeigt hinsichtlich der Energiebeiträge auf jeder Belastungsstufe, mit Ausnahme der 0,7 m Bedingung (n.s. senkrecht in Abb. 4–6 a)), deutliche Unterschiede ( $p < 0.02$ ). Da für die Vergleichbarkeit der Belastungssituation und deren Auswirkungen bei den beiden Sprungsystemen eine Übereinstimmung der Energiebeträge wünschenswert ist, wurden die Energiebeträge jeweils unterschiedlicher Belastungsstufen miteinander verglichen. Es zeigte sich, dass beginnend mit einer Fallhöhe von 0,2 m die Energiebeträge zum Zeitpunkt des Aufpralls beim SJS mit den Energiebeträgen der jeweils nächsthöheren Fallhöhe beim DJ verglichen werden können und keine signifikanten Unterschiede ( $p \leq 0.05$ ) nachzuweisen sind (n.s. waagrecht in Abb. 4–6 a)). Bezüglich der weiteren Analysen und Ergebnisdarstellungen soll dies unter dem Aspekt und Begriff des „energy matching“ berücksichtigt werden.

Betrachtet man die Energiebeträge zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ( $E(t_{\text{push off}})$ ), so erkennt man zwischen den beiden Sprungsystemen auf allen Belastungsstufen einen deutlichen und hochsignifikanten Unterschied ( $p \leq 0.02$ ). Verglichen mit dem DJ sind die Energiebeträge beim SJS mindestens doppelt bis nahezu dreifach so groß. Selbst bei einer Herstellung von vergleichbaren energetischen Belastungsbedingungen durch „energy matching“ zeigen sich hochsignifikante Unterschiede ( $p \leq 0.02$ ), die auf einen völlig unterschiedlichen Energietransfer von Energieinput zu -output schließen lassen.

Fallhöhenbedingte Änderungen der Energiebeträge ( $E(t_{\text{push off}})$ ) sind bei den Bedingungen SJS10 bis einschließlich SJS50 und DJ10 bis einschließlich DJ40 signifikant ( $p \leq 0.05$ ). Dabei kommt es (mit Ausnahme der Stufe 0,4 m - 0,5 m bei beiden Sprungsystemen und der Stufe 0,6 m - 0,7 m beim SJS) zu belastungsbedingten Erhöhungen des Energieoutputs. Ab den Bedingungen SJS50 und DJ40 sind die Veränderungen zwar graphisch noch sichtbar, aber nicht mehr statistisch signifikant. Insgesamt betrachtet weist die DJ- Bedingung aber deutlich geringere Veränderungen und Steigerungsraten im Energieoutput auf.

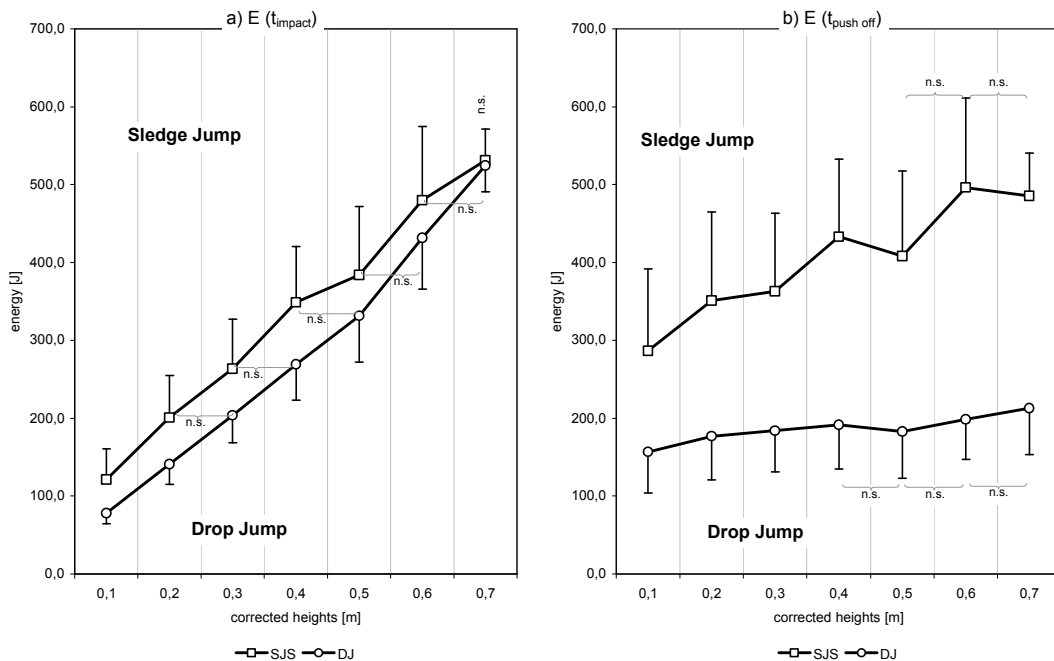


Abb. 4–6: Energie zum Zeitpunkt des ersten (a) und letzten (b) Bodenkontaktes in Abhängigkeit von den korrigierten Fallhöhen

Um die interindividuellen Unterschiede der Energiebeträge zu eliminieren und zusätzlich eine Analyse der prozentualen Veränderungen der Energiebeträge herauszustellen, wurden die individuellen Energiebeträge an der individuellen 0,4 m Merkmalsausprägung systemspezifisch und individuell normiert ( $x_{(0,4\text{ m})} \hat{=} 100\%$ ) festgelegt. Nach dieser Berechnung können die an der 0,4 m Bedingung normalisierten Beträge der Energie entsprechend der nachfolgenden Abbildung dargestellt werden.

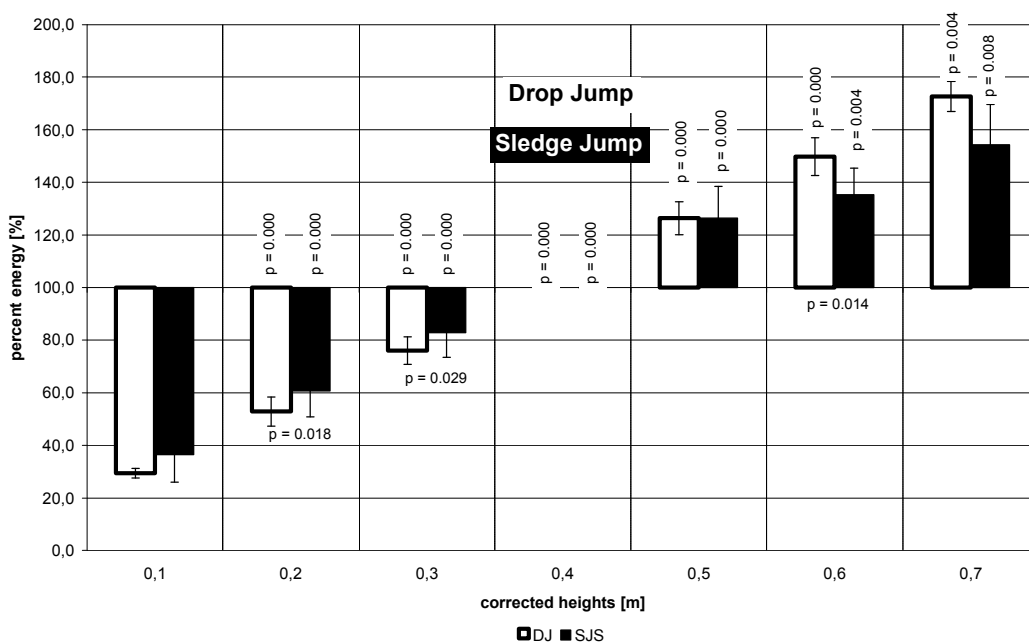


Abb. 4–7: Bedingungsnormalisierte Beträge der beim Aufprall einwirkenden Energie ( $E(t_{\text{impact}})$ ) (100% = 0,4 m - Bedingung). Die senkrecht angegebenen Signifikanzniveaus beziehen sich jeweils auf die Unterschiedlichkeit zur nächsten Stufe. Die horizontal angegebenen Signifikanzniveaus betreffen den Unterschied zwischen den Systemen.



Bei der Betrachtung der fallhöhenbedingten Auswirkungen der Belastungserhöhung zeigt sich bei beiden Sprungsystemen eine signifikante und stufenweise Vergrößerung der prozentualen Energiebeträge im Vergleich zur vorhergehenden Belastungsstufe. Die Analyse der prozentualen Energieunterschiede der Sprungsysteme zeigt lediglich bei den 0,2 m, 0,3 m, und 0,6 m Bedingungen signifikante Unterschiede ( $p < 0.05$ ). Auf allen anderen Stufen ist die Veränderungsrate der Energiebeträge zwischen den Systemen vergleichbar.

Wird dieselbe Analyse bei den Energiebeträgen zum Ende der Bodenkontaktphase durchgeführt, so zeigen sich nur geringe Unterschiede im Systemvergleich, wie in Abb. 4–8 deutlich wird.

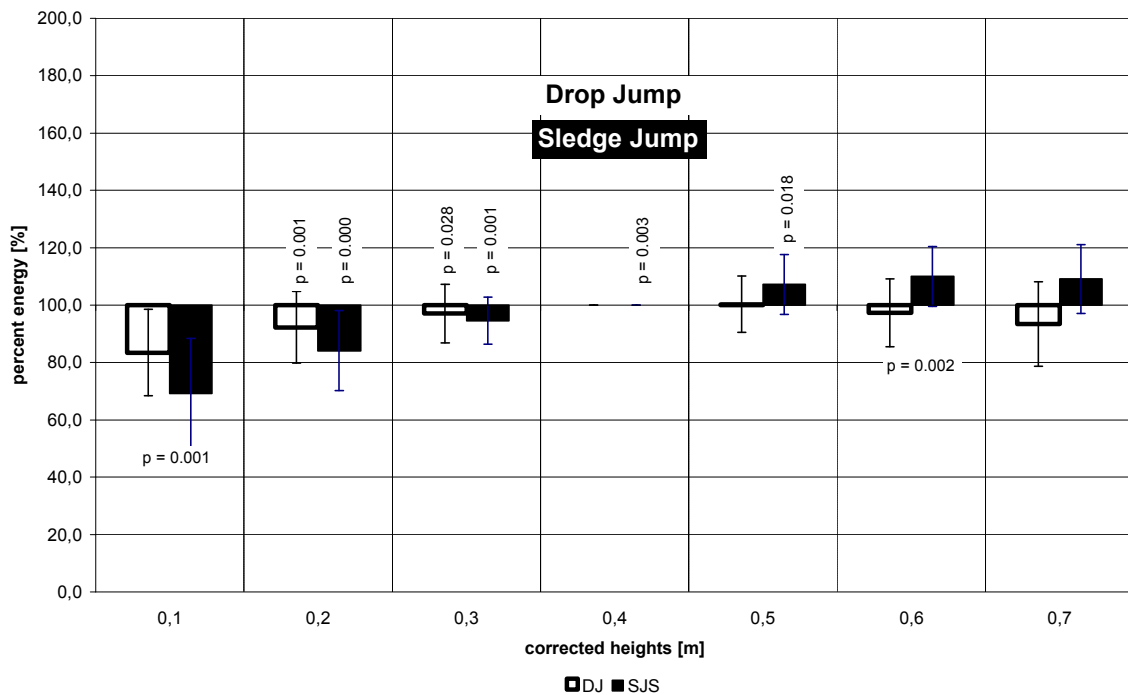


Abb. 4–8: Bedingungsnormalisierte Beträge der Energie beim letzten Bodenkontakt ( $E(t_{push\ off})$ ) (100% = 0,4 m - Bedingung)

Lediglich auf der 0,1 m und der 0,6 m Belastungsstufe unterscheidet sich das relative Verhalten des Energieoutputs zwischen den Systemen. Hinsichtlich der Veränderungen bei Erhöhung der Fallhöhe ist festzustellen, dass es durch die Belastungserhöhung zu einer signifikanten Erhöhung des relativierten Energieoutputs bis zur Bedingung DJ40 bzw. SJS60 kommt. Anschließend führen die Belastungsveränderungen zu keinen Veränderungen der normalisierten Energiebeträge. Beim DJ zeigt sich sogar eine leichte Reduktion des Energieoutputs, welcher aber nicht signifikant ist. Dies deutet auf eine Sättigung der Fähigkeit zur Energiegenerierung bei den Bewegungen im DVZ hin. Dieser Sättigungspunkt wird bei der Bedingung DJ40 bzw. tendenziell bei der Bedingung SJS60 erreicht.

Betrachtet man die absoluten und prozentualen Werte der Energie zu den Zeitpunkten  $t_{impact}$  und  $t_{push\ off}$  so zeigt sich, dass diese sich nicht proportional hinsichtlich des Energietransfers verhalten. Trotz eines größeren Energieinputs kommt es beim Energieoutput nicht ständig zu weiteren Zuwächsen.

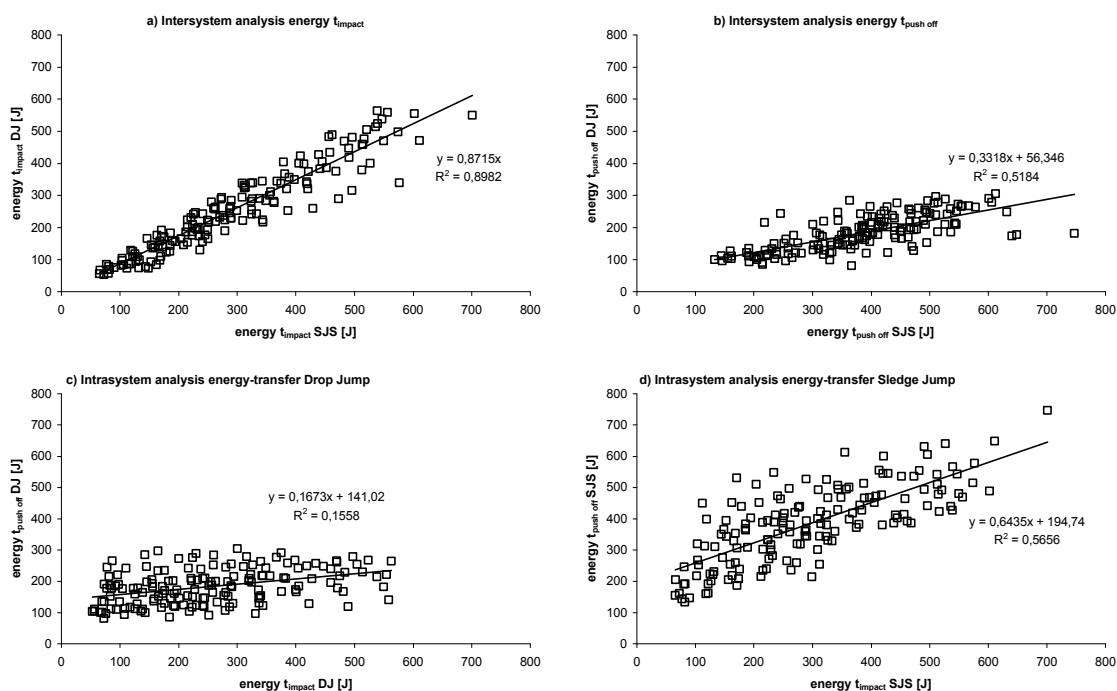


Abb. 4–9: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS. Jeder Punkt markiert einen individuellen Wert einer vorgegebenen Belastungsbedingung.

Abb. 4–9 stellt den Vergleich der Energiewerte innerhalb und zwischen den Sprungsystemen dar. Die Analyse der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes zeigen mit  $r = 0,948$  und  $r^2 = 0,898$  einen sehr hohen und signifikanten Zusammenhang ( $p \leq 0,01$ ). Dies deutet auf eine gute Vergleichbarkeit der Belastungssituation bei beiden Sprungsystemen hin. Zudem weist der durch die Regressionsanalyse gewonnene Gradient einen sehr hohen Wert ( $a = 0,8715$ ) auf. Dadurch wird ausgedrückt, dass die Steigerungen der Energie beim SJS im Vergleich zum DJ nur geringfügig höher ausfallen. Demgegenüber verhalten sich die Energiebeträge zum Zeitpunkt des Absprunges deutlich unterschiedlicher. Während die Werte beim SJS zwischen 100 und 800 J streuen, sind beim DJ nur Werte zwischen 100 und 300 J zu beobachten. Dies drückt sich in einem niedrigen Gradienten von  $a = 0,3318$  aus. Noch deutlicher stellt sich dieser Sachverhalt bei der Analyse des Energietransfers (Verhältnis von Energie zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes) dar. Während beim DJ nur ein Gradient von  $a = 0,1673$  zu beobachten ist, zeigt dieser beim SJS mit  $a = 0,6435$  einen deutlich größeren Wert und auch ein höheres Bestimmtheitsmaß ( $r^2 = 0,1558$  beim DJ und  $r^2 = 0,5656$  beim SJS).

#### 4.2.4 Bodenkontaktzeiten

Wie im Forschungsstand schon deutlich gemacht wurde, können Effizienz und Leistungspotenzierung bei Bewegungen im DVZ nur dann erreicht werden, wenn die sog. „short range elastic stiffness“ (SRES) des Muskel- Sehnen Komplexes über die gesamte Bodenkontaktzeit aufrecht erhalten werden kann. Somit müssen die Bodenkontaktzeiten so kurz sein, dass die Querbrückenzyklen des Aktin-Myosin Komplexes während der gesamten Bremsphase der Bewegung aufrecht erhalten werden können und sogar noch bis in die konzentrische Phase der Muskelaktion reichen. Nur dann kann eine Speicherung und Nutzung der Energie erwartet werden. Dazu ist es notwendig, bei Untersuchungen zu dieser Thematik die Phasendauer der Brems-, Beschleunigungs- und gesamten Bodenkontaktphase der Sprungbewegung zu betrachten. Auch wenn sich die zeitliche Phasenstruktur der exzentrischen und konzentrischen Kontraktionsform eines einzelnen Muskel nicht völlig mit der Phasenstruktur des Gesamtsystems (negativ bzw. positiv dynamisch) deckt, liefert die Analyse der belastungsbedingten systeminternen und -übergreifenden Unterschiede wichtige Erkenntnisse für die Interpretation und das Verständnis der belastungsspezifischen Auswirkungen.

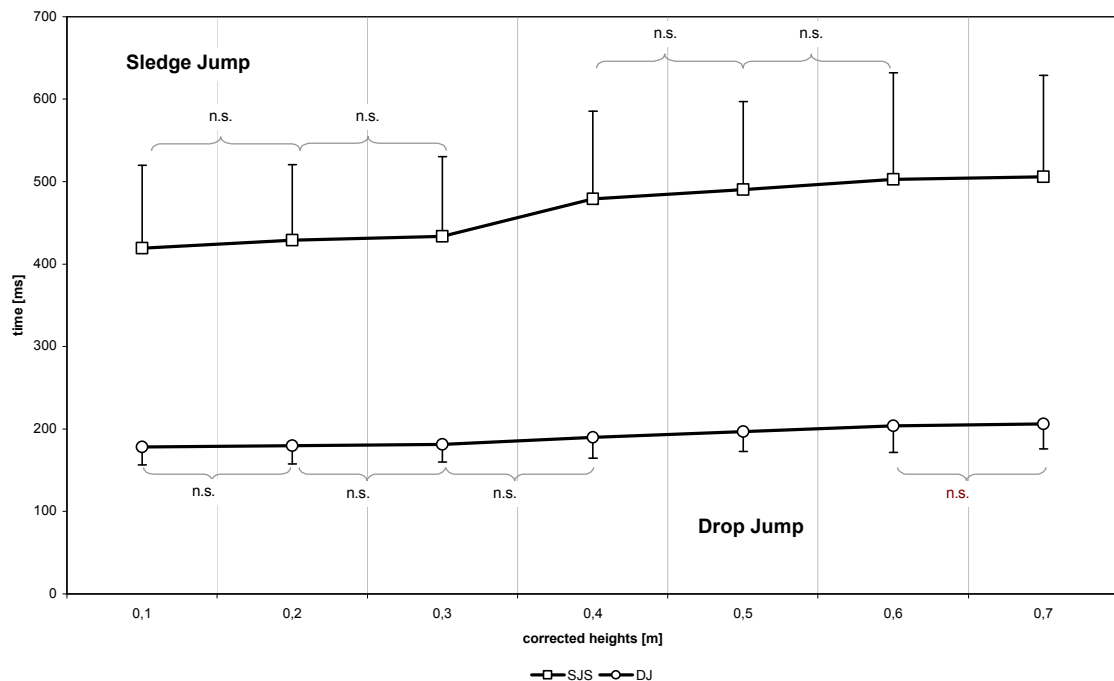


Abb. 4–10: Dauer der gesamten Bodenkontaktphase beim DJ und SJS

Abb. 4–10 verdeutlicht die großen Unterschiede der Bodenkontaktzeiten zwischen den beiden Sprungsystemen. Die Kontaktzeiten beim SJS sind im Mittel mehr als doppelt so lang im Vergleich zum DJ. Zudem weisen die SJS- Werte deutlich größere Standardabweichungen auf, was auf eine größere interindividuelle Variabilität der Realisierung der Schlittensprünge innerhalb der Versuchsgruppe schließen lässt. Betrachtet man die Veränderungen die sich aus der Erhöhung der Belastung innerhalb der Sprungsysteme ergibt, so stellt man zwischen den Bedingungen DJ40 - DJ50, DJ50 - DJ60, SJS30 - SJS40 sowie SJS60 - SJS70 eine signifikante Erhöhung der

Bodenkontaktzeiten fest. Alle anderen Belastungserhöhungen führen zu keinen signifikanten Veränderungen bei den Bodenkontaktzeiten. Insgesamt drücken die Werte eine hohe Stabilität der Bodenkontaktzeiten gegenüber der Belastungsvariation durch Fallhöhenveränderungen aus, während die Werte hinsichtlich der Systemvariation sehr sensibel reagieren. Um die Sensibilität der Veränderungen bei den Bodenkontaktzeiten noch etwas genauer zu analysieren, wurden phasenspezifische Bodenkontaktzeiten wiederum an der 0,4 m Bedingung normalisiert und somit die prozentualen Werte der gesamten, der negativ- und positiv- dynamischen Bodenkontaktzeiten berechnet.

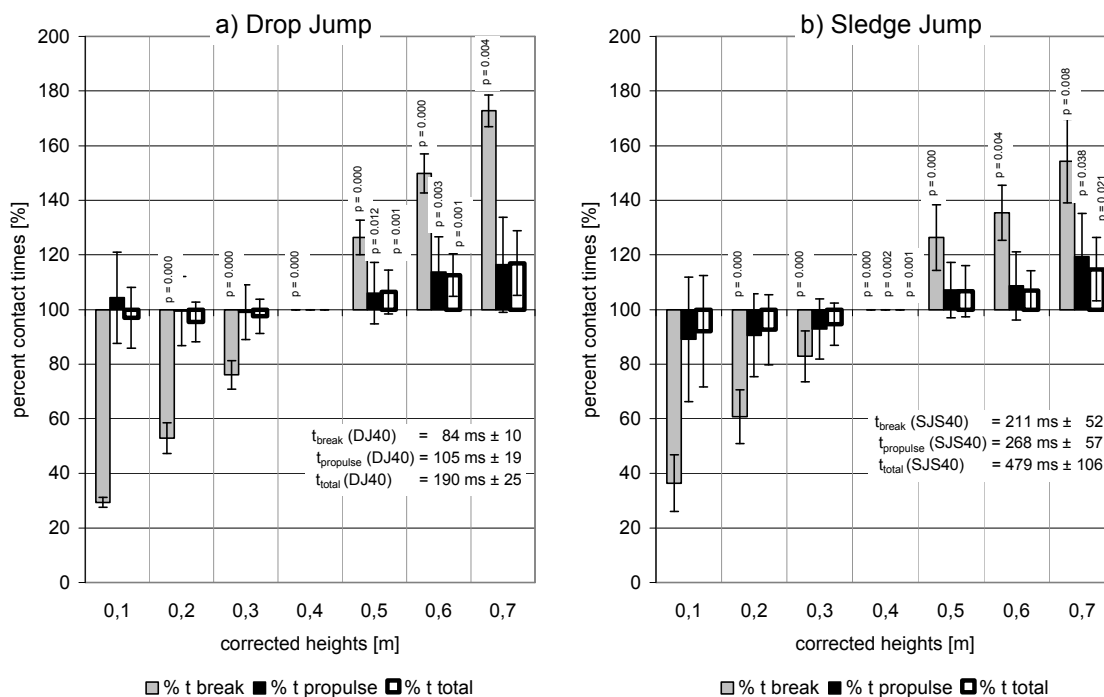


Abb. 4–11: Bedingungsnormalisierte Werte der Brems- ( $t_{break}$ ), Beschleunigungs- ( $t_{propulse}$ ) und gesamten Bodenkontaktzeiten ( $t_{total}$ ) beim DJ und SJS (100% = 0,4 m Bedingung).

Es zeigt sich sehr deutlich, dass die Kontaktzeiten der Bremsphase am sensibelsten auf die Veränderungen der Fallhöhen reagieren. Diese prozentualen Veränderungen sind auf allen Belastungsstufen bei beiden Sprungssystemen signifikant. Die Veränderungen bei den Kontaktzeiten während der Beschleunigungs- und der gesamten Bodenkontaktphase sind nicht so deutlich ausgeprägt. Hier zeigen sich meist nur sehr geringe und nicht signifikante Veränderungen. Signifikante Systemunterschiede bei der prozentualen Analyse der Bodenkontaktzeiten zeigen sich bei  $t_{break}$  bei den 0,2 m, 0,3 m und 0,6 m Bedingungen, bei  $t_{propulse}$  bei den 0,1 m, 0,2 m und 0,3 m Bedingungen und bei  $t_{total}$  nur bei der 0,1 m Bedingung. Insgesamt deuten die Ergebnisse darauf hin, dass Veränderungen der Belastung durch Erhöhungen der Fallhöhen vorrangig die Bremsphase beeinflussen und die Beschleunigungsphase dagegen relativ unbeeinflusst bleibt. Konsequenterweise können hierdurch große Auswirkungen auf die Leistungswerte in den spezifischen Phasen erwartet werden.

#### 4.2.5 Brems- und Beschleunigungsleistung

Die anhand der Division der Energie durch die phasenbezogenen Bodenkontaktzeiten gewonnenen Leistungswerte sind in Abb. 4–12 dargestellt. Abbildung a) zeigt, dass sich die Bremsleistung mit der Erhöhung der Dehnungsbelastung erhöht. Bei beiden Sprungsystemen verursacht die stufenweise Erhöhung der Belastung signifikant ( $p \leq 0.05$ ) höhere Werte der Bremsleistung. Ebenso wird deutlich, dass die Probanden beim DJ signifikant ( $p \leq 0.02$ ) höhere Leistungswerte während der negativ-dynamischen Phase generieren konnten. Wird eine Korrelations- und Regressionsanalyse zur Überprüfung und Bestimmung des Zusammenhangs der Bremsleistung und der Fallhöhen durchgeführt, so lassen sich Korrelationskoeffizienten in Höhe von  $r = 0.881$  beim DJ und  $r = 0.817$  beim SJS berechnen. Der Determinationskoeffizient liegt beim DJ bei  $r^2 = 0.776$  und beim SJS bei  $r^2 = 0.668$  unter der Annahme, dass bei 0 m Fallhöhe die Bremsleistung Null ist. Die zusätzlich durchgeführte Regressionsanalyse liefert beim DJ einen Gradienten von  $a = 7,95$  kW, der nahezu doppelt so groß ist wie der Gradient beim SJS ( $a = 4,05$  kW). Dies bedeutet, dass die Bremsleistung beim DJ im Vergleich zum SJS durch Veränderungen der Fallhöhe stärker beeinflusst wird.

Betrachtet man dahingegen die Beschleunigungsleistung als Leistungsoutput, so zeigt diese nur bei den Bedingungen 0,3 m, 0,5 m und 0,6 m signifikante Unterschiede ( $p \leq 0.05$ ). Insgesamt liegen die Werte beim DJ im Vergleich zum SJS etwas höher. Ebenso wird deutlich, dass die Leistungen in der Beschleunigungsphase geringer sind als in der Bremsphase. Erhöhungen der Dehnungsbelastung sorgen beim DJ und SJS nur teilweise für signifikante Veränderungen ( $p < 0.05$ ). Eine analog zu der oben dargestellten Korrelationsrechnung durchgeführte Bestimmung der Korrelations- und Determinationskoeffizienten ( $r = 0.186$ ,  $r^2 = 0.035$  beim DJ und  $r = 0.270$ ,  $r^2 = 0.073$  beim SJS) zeigt, dass zwischen der Belastung in Form der Fallhöhe und der Beschleunigungsleistung nur ein geringer Zusammenhang beobachtbar ist. Dies kann durch die Bestimmung der Gradienten mit Hilfe der Regressionsanalyse untermauert werden, wo der Wert beim DJ bei  $a = 0,608$  kW und beim SJS bei  $a = 0,646$  kW liegt.

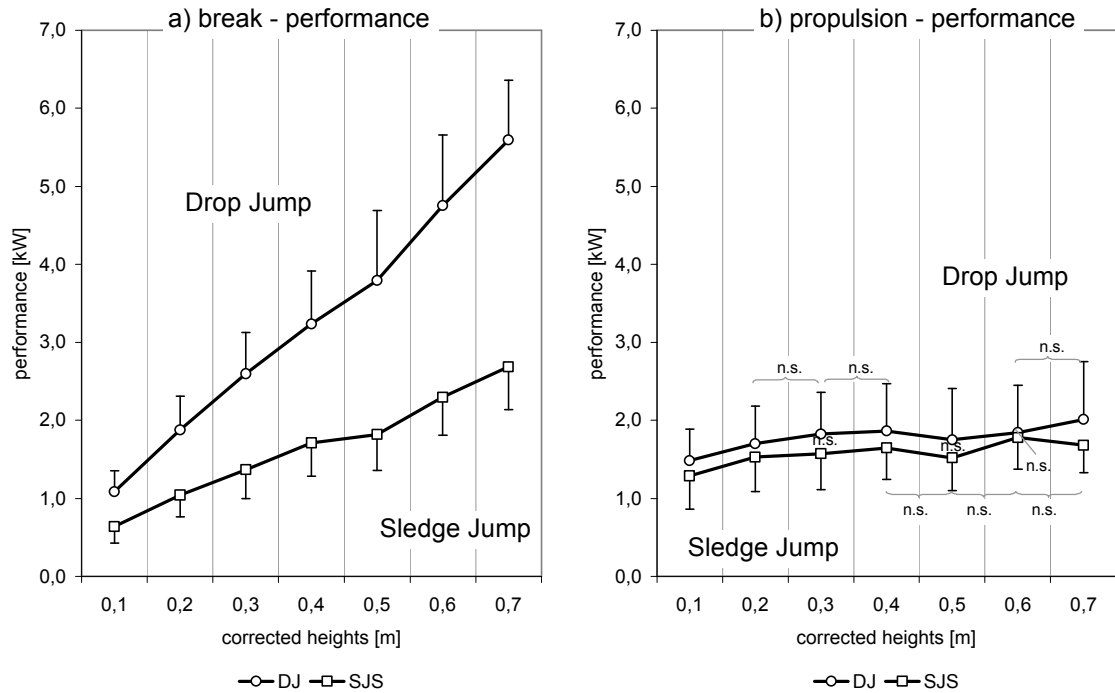


Abb. 4–12: Brems- und Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS

Die gewonnenen Erkenntnisse können ferner durch die Analyse der prozentualen Veränderungen der Leistungskennwerte in Abhängigkeit von der Dehnungsbelastung gestützt werden, wie nachfolgende Abbildung zeigt.

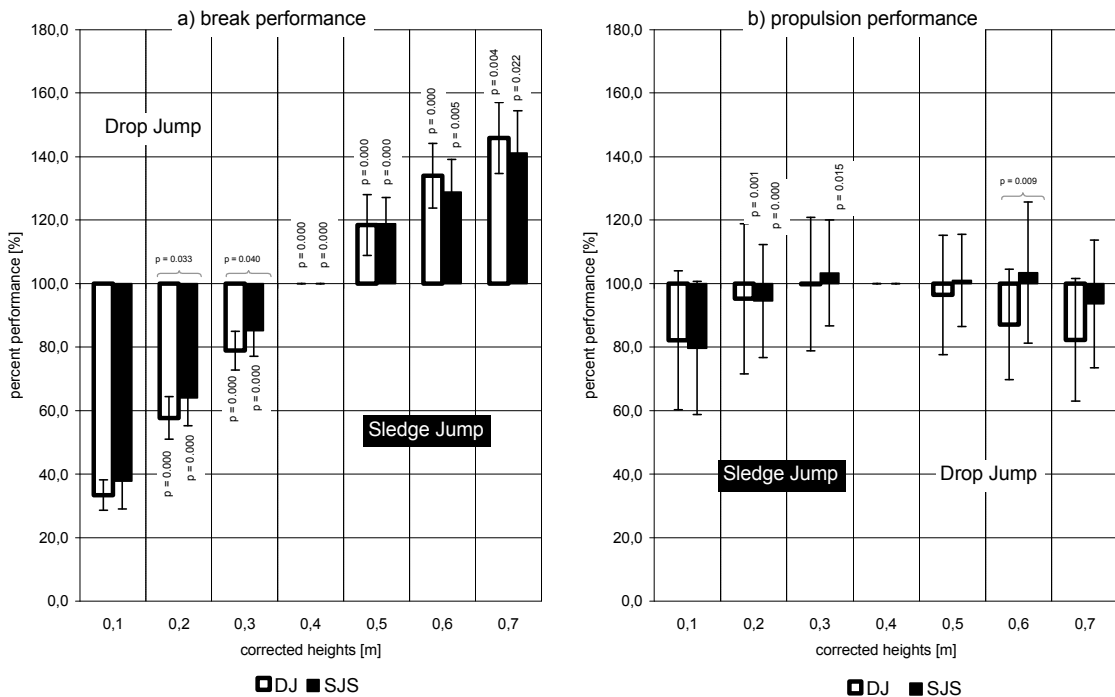


Abb. 4–13: Bedingungsnormalisierte Werte der a) Brems- und b) Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS (100% = 0,4 m Bedingung)

Die prozentualen Veränderungen der Beschleunigungsleistung sind nur zwischen den Bedingungen 0,1 m und 0,2 m bei SJS und DJ, sowie 0,2 m und 0,3 m beim SJS signifikant ( $p < 0.02$ ). Bei beiden Systemen zeigt sich eine Tendenz zur Abnahme der prozentualen Leistungswerte nach dem Erreichen eines Grenzwertes, was aber statistisch nicht belegt werden kann. Die Analyse der prozentualen Veränderung der Bremsleistung bestätigt die schon bei den Absolutwerten festgestellte signifikante stufenweise Erhöhung der Leistung ( $p \leq 0.05$ ). Vergleicht man die Systeme, zeigen sich für die Bremsleistung bei den 0,2 m und 0,3 m Bedingungen signifikante Unterschiede ( $p \leq 0.05$ ) und hinsichtlich der Beschleunigungsleistung bei der 0,6 m Bedingung. Zusammenfassend kann also festgestellt werden, dass die von der Belastung indizierten großen Veränderungen bei der Bremsleistung nur geringe Auswirkungen auf die Beschleunigungsleistung haben. Die oben dargestellten Ergebnisse können durch die nachfolgende Korrelations- und Regressionsanalyse der phasenbezogenen Leistung bestätigt werden (Abb. 4–14).

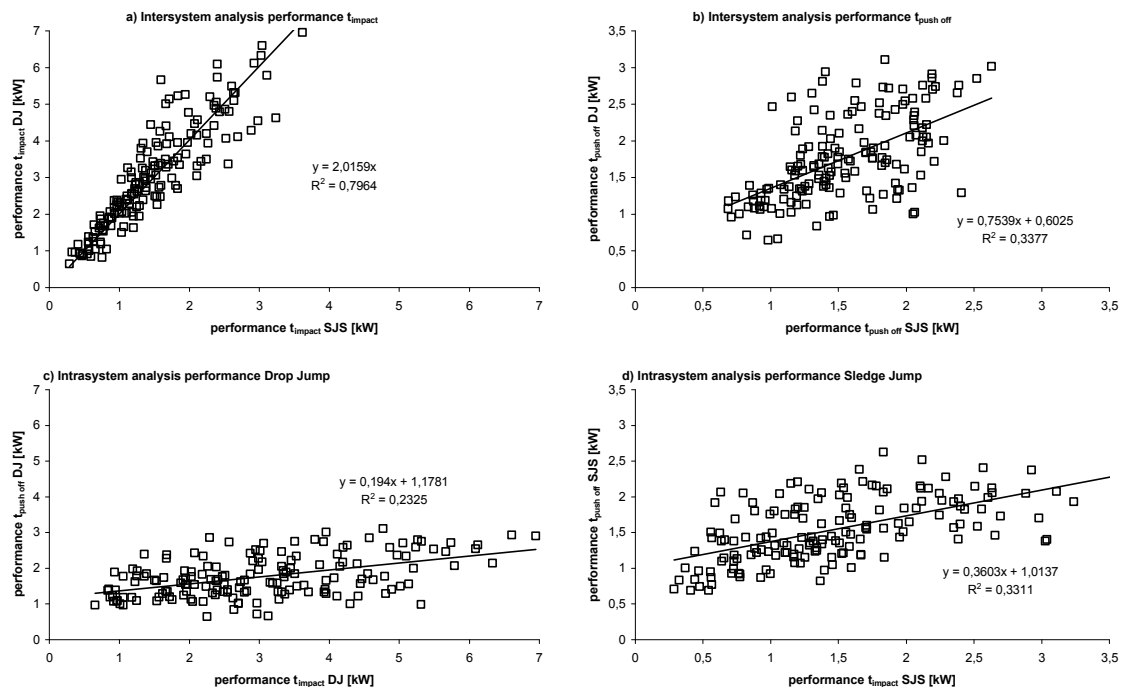


Abb. 4–14: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Brems- und Beschleunigungsleistung innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS.

Während beim Systemvergleich der Bremsleistung der Gradient von  $a = 2,02$  (in Abb. 4–14 a)) eine deutlich höhere Leistungsgenerierung der Probanden beim DJ bestätigt, deutet der Wert von  $a = 0,754$  während der Beschleunigungsphase auf eine höhere Leistungserbringung beim SJS hin (Abb. 4–14 b)). Die entsprechende Analyse innerhalb der Sprungsysteme zwischen der Brems- und der Beschleunigungsleistung (Abb. 4–14 c) und d)) liefert Gradienten von  $a = 0,194$  beim DJ und  $a = 0,360$  beim SJS.

#### 4.2.6 Maximale Bodenreaktionskräfte

Als letzte Kenngrößen der nicht am Probanden selbst abgeleiteten mechanischen Parameter werden die maximalen Bodenreaktionskräfte in z- Richtung, also der Bewegungsrichtung des Falles, analysiert. Die nachfolgende Abbildung zeigt die Absolutwerte und die prozentualen Veränderungen.

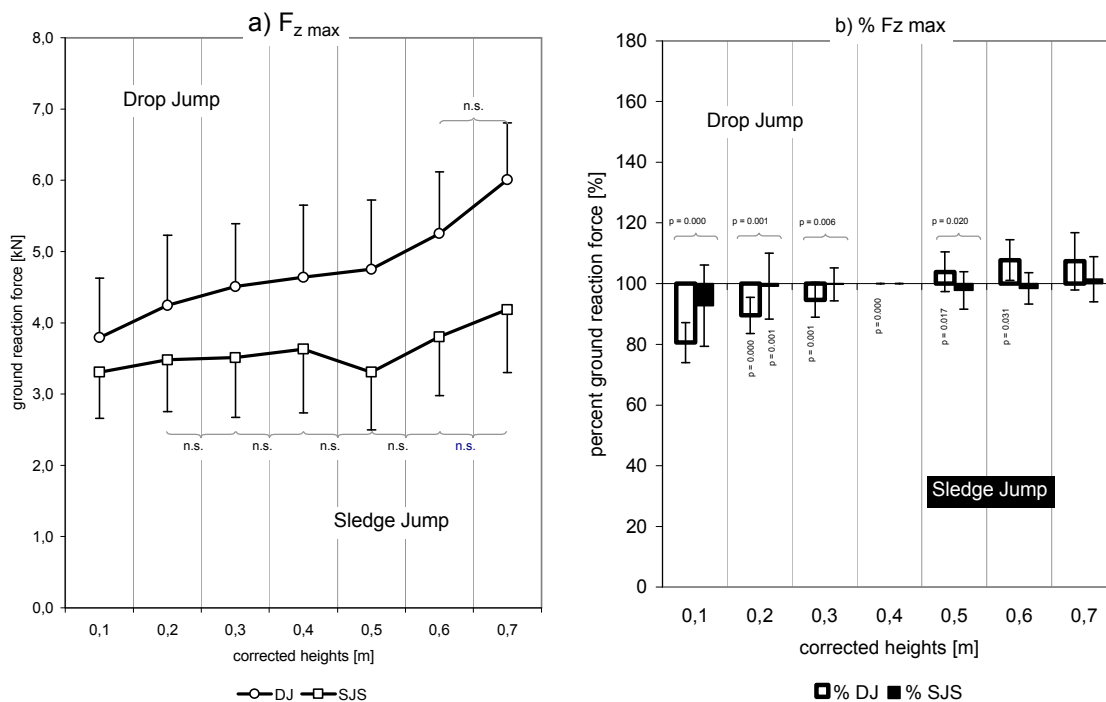


Abb. 4–15: Maximale Bodenreaktionskräfte in z- Richtung a) Absolutwerte und b) bedingungsnormalisierte Werte (100% = 0,4 m Bedingung)

Die Analyse der Bodenreaktionskräfte in z- Richtung zeigt unterschiedliche Reaktionen bei den Sprungsystemen auf die Belastungserhöhungen. Während sich beim SJS nur geringe und meist nicht signifikante Veränderungen ( $p \leq 0.05$ ) mit der Belastungserhöhung ergeben, kommt es beim DJ zu signifikanten Erhöhungen ( $p \leq 0.05$ ) der Bodenreaktionskräfte mit der Erhöhung der Belastung. Die Unterschiede zwischen den Sprungsystemen sind bei den Absolutwerten auf allen Stufen signifikant, bei der Betrachtung der Veränderungswerte nur bei den Stufen 0,4 m, 0,6 m und 0,7 m nicht signifikant ( $p \leq 0.05$ ). Die Werte beim SJS zeigen keine eindeutige Tendenz mit der Erhöhung der Belastung.

Der Kraftanstieg während der ersten 30 ms nach dem Aufprall, dargestellt in Abb. 4–16 a), erhöht sich mit zunehmender Belastung bei beiden Sprungsystemen. Die Steigerungen sind größtenteils signifikant ( $p \leq 0.02$ ) mit Ausnahme der größten Belastungsstufen (DJ60 und DJ70 bzw. SJS70). Die bereits bei der Analyse der graphischen Daten festgestellten Unterschiede zwischen den Sprungsystemen sind ebenso hochsignifikant ( $p \leq 0.002$ ), wobei beim DJ die größeren Werte erreicht werden. Der zeitnormalisierte Kraftstoß in der exzentrischen Phase (Abb. 4–16 b)) zeigt hingegen keine systemspezifischen Unterschiede. Das Niveau und die Veränderungen sind bei beiden Sprungsystemen vergleichbar. Analog zum Kraftanstieg erhöhen die Belastungssteigerungen auch



den Kraftstoß signifikant ( $p \leq 0.05$ ) mit Ausnahme wiederum der letzten Belastungsstufen. Betrachtet man den Kraftstoß während der Beschleunigungsphase, so zeigen sich beim SJS höhere Werte, wobei die Unterschiede nicht signifikant sind. Die belastungsbedingten Veränderungen sind bei beiden Sprungsystemen vergleichbar.

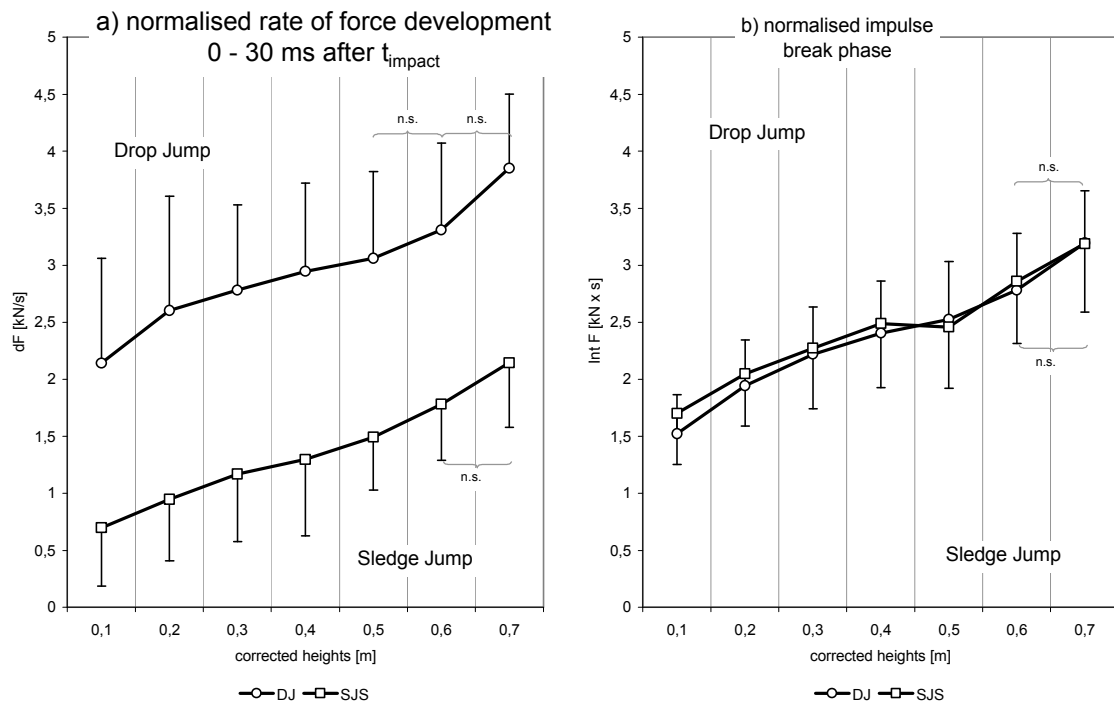


Abb. 4–16: a) Zeitnormalisierter Kraftanstieg in der Phase 0 - 30 ms nach dem Aufprall und b) zeitnormalisierter Kraftstoß während der negativ dynamischen Phase

#### 4.2.7 Maximale Gelenkwinkel und durchschnittliche Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk

Die nachfolgende Abbildung (Abb. 4–17) stellt die belastungsabhängigen Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk bei beiden Sprungsystemen dar. Mit Erhöhung der Belastung zeigen sich während des Bodenkontaktes bei beiden Sprungsystemen vergrößerte Dorsalflexionswinkel. Die durch die Belastungsveränderung verursachten Unterschiede waren beim DJ mit Ausnahme der DJ10 - DJ20 und DJ60 - DJ70 Belastungsstufe signifikant. Beim SJS ist nur die Stufe SJS60 - SJS70 nicht signifikant. Bei beiden Sprungsystemen zeigt sich lediglich bei der letzten Belastungsstufe ein Rückgang der beobachteten maximalen Gelenkwinkel, was auf die Reduktion der Gesamtgruppe auf die männlichen Probanden zurückzuführen ist, da nur diese Probandengruppe die 0,7 m Bedingung ausführte. Zwischen den Sprungsystemen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Die statistische Analyse ist durch die Auswertung mit Hilfe des WILCOXON - Tests und der Anwendung der exakten Teststatistik nicht davon betroffen. Interessanterweise ist bei beiden Sprungsystemen mit zunehmender Fallhöhe zusätzlich eine Veränderung des Sprunggelenkwinkel zu Beginn des Bodenkontaktes festzustellen. Dabei zeigt

sich, dass die Probanden mit zunehmender Fallhöhe eine mehr plantarwärts flektierte Stellung des Fußes realisieren. Diese Unterschiede waren größtenteils ebenfalls signifikant. Die Gelenkwinkelstellungen im Sprunggelenk am Ende des Bodenkontaktes zeigen dahingegen keine belastungsabhängigen signifikanten Unterschiede ( $p \leq 0.05$ ).

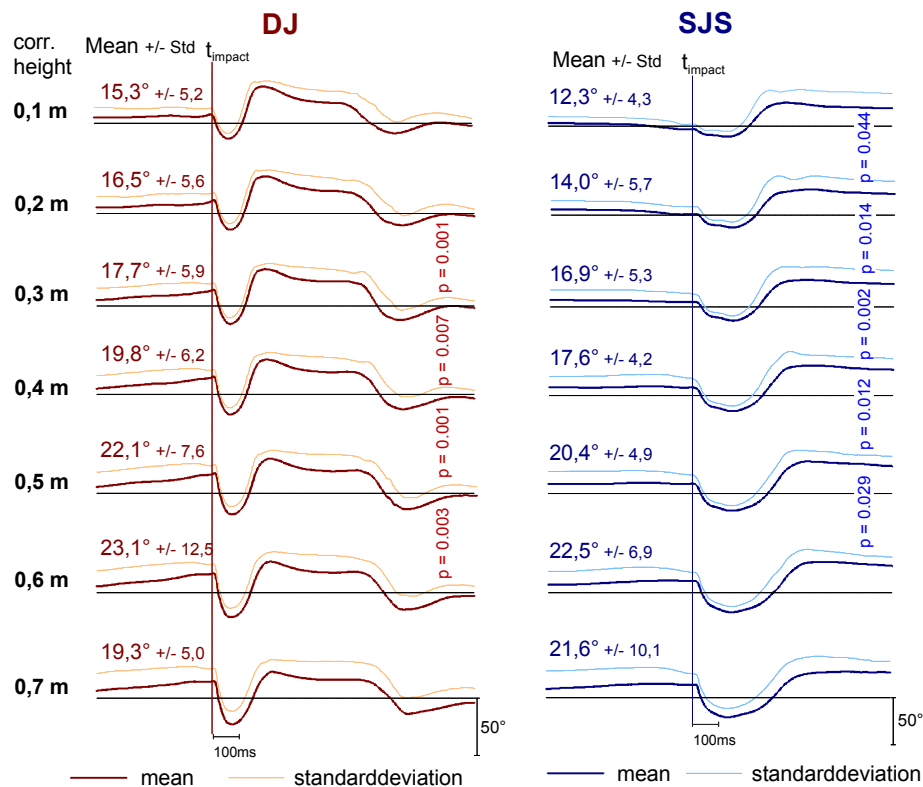


Abb. 4–17: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk beim DJ und SJS. Die Kurven stellen jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Gesamtgruppe dar.

Analysiert man die maximalen Beugewinkel im Kniegelenk (vgl. Abb. 4–18), so zeigt sich beim DJ mit zunehmender Belastung auch eine, ab der Bedingung DJ 30 - DJ40 signifikante ( $p \leq 0.01$ ), Vergrößerung der Bewegungsamplitude im Gelenk. Die Tatsache, dass die Winkel bei der 0,7 m Bedingung wieder geringer werden, liegt wiederum in der oben genannten Reduktion der Gesamtgruppe begründet. Auch beim SJS vergrößern sich die Gelenkwinkelamplituden, die Veränderungen sind aber nur zwischen SJS10 - SJS20, SJS30 - SJS40 und SJS40 - SJS50 signifikant ( $p \leq 0.05$ ). Vergleicht man DJ und SJS, so zeigen sich beim SJS mit Ausnahme der 0,1 m Bedingung auf allen Belastungsstufen signifikant größere maximale Gelenkbeugestellungen als beim DJ. Beim SJS bestätigen die größeren Beugewinkel im Kniegelenk auch die signifikanten Unterschiede ( $p \leq 0.05$ ) des Amortisationsweges vom Körperschwerpunkt während der negativ dynamischen Phase ( $0,183 \text{ m} \pm 0,065$  beim SJS und  $0,107 \text{ m} \pm 0,039$  beim DJ). Bemerkenswert bei der Betrachtung der Gelenkwinkelverläufe ist eine Verringerung der Kniegelenksbeugung zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes bei beiden Sprungsystemen, hervorgerufen durch die Erhöhung

der Fallhöhen. Dies bedeutet, dass die Probanden mit Zunahme der Belastung zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes eine sehr gestreckte Kniegelenksstellung aufweisen.

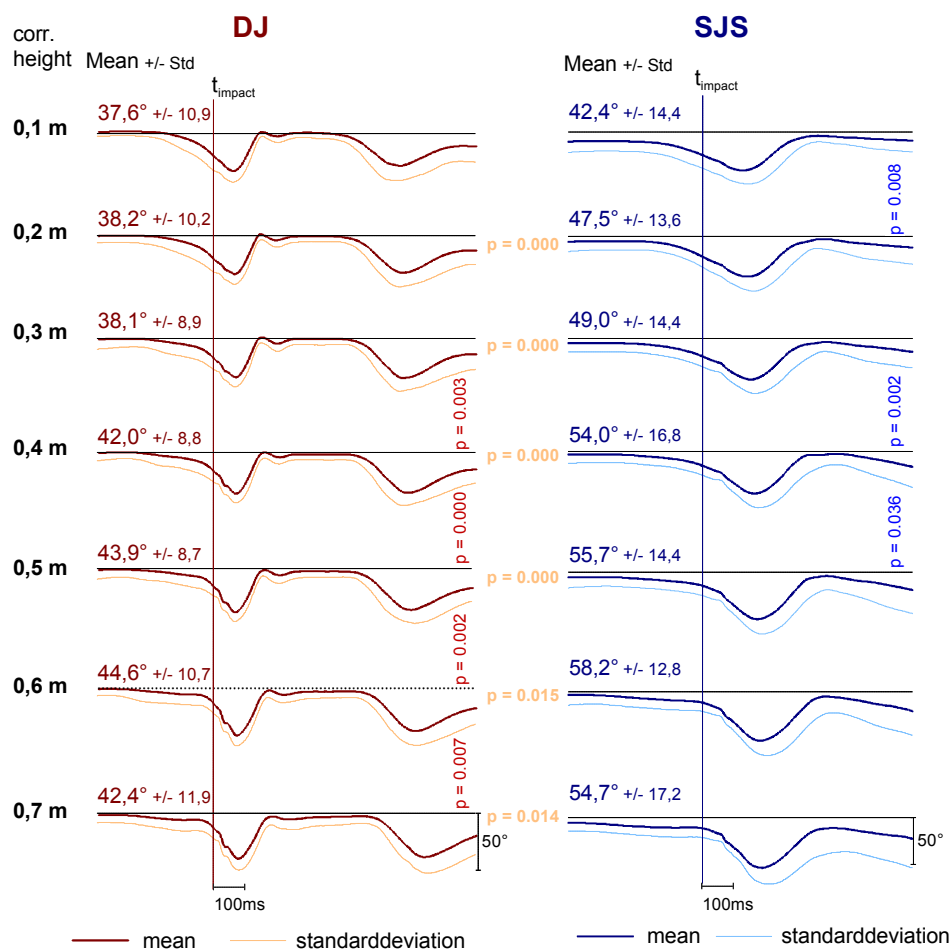


Abb. 4–18: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Flexionswinkel im Kniegelenk beim DJ und SJS. Die Kurven stellen jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Gesamtgruppe dar.

Die prozentualen belastungsbedingten Veränderungen der maximalen Dorsalflexions- bzw. Flexionswinkel im Sprung- und Kniegelenk sind in Abb. 4–19 dargestellt. Sehr deutlich zeigen die Abbildungen die mit der Belastung einhergehende Vergrößerung der normierten Gelenkwinkel. Die Veränderungen fallen beim Sprunggelenk bei der SJS- Bedingung insgesamt betrachtet größer aus, wobei die Systemunterschiede aber nicht signifikant sind. Beim Kniegelenk sind die Veränderungen homogener, trotz der beobachteten Unterschiede in den absoluten Werten.

Die Hüftgelenkwinkel werden bei der Auswertung nicht weiter beachtet, da sie keine großen belastungsbedingten Veränderungen aufweisen und das Bewegungsverhalten den belastungsbedingten Veränderungen beim Kniegelenk entspricht. Lediglich hinsichtlich der Systemunterschiede sind bei den maximalen Bewegungsamplituden des Hüftgelenks am SJS signifikant geringere Werte ( $p < 0.05$ ) zu beobachten, was auf die Fixierung des Oberkörpers auf dem Schlitten zurückzuführen ist.

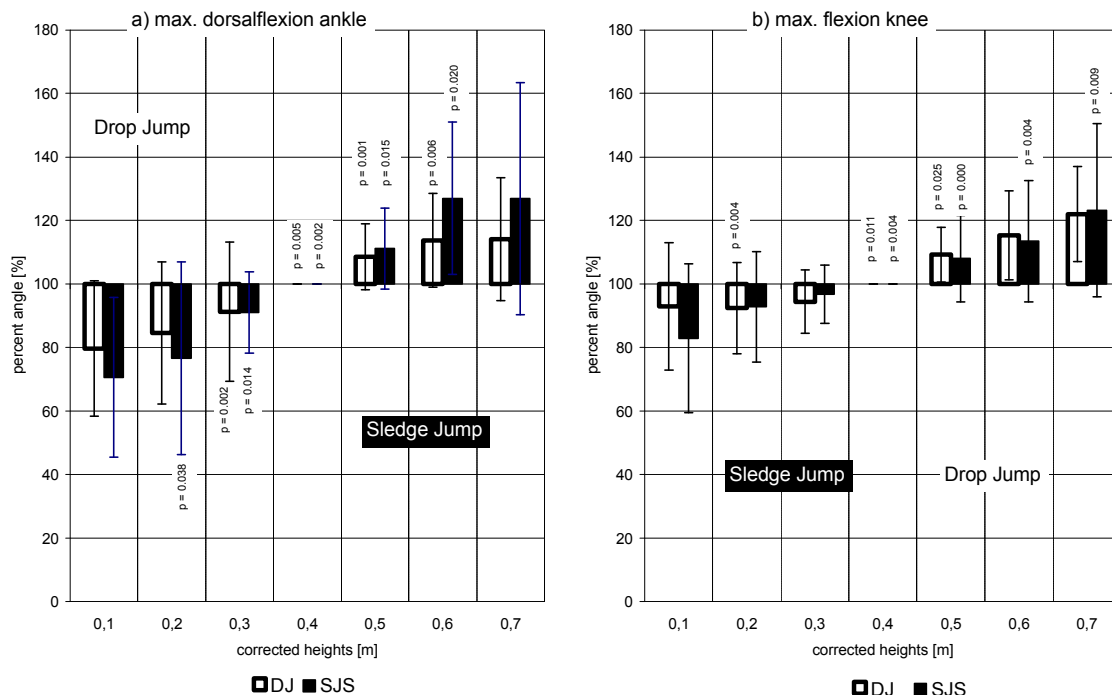


Abb. 4–19: Bedingungsnormalisierte Werte der maximalen a) Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk und b) Flexionswinkel im Kniegelenk (0,4 m Bedingung = 100%).

Neben den maximalen Beugewinkeln in den betrachteten Gelenken sind für die weitere Analyse der Belastungseinwirkungen die Winkelgeschwindigkeiten während der negativ dynamischen Bodenkontaktphase zentrale Parameter, auch im Hinblick auf die Analyse der neurophysiologischen Kenngrößen. Die nachfolgenden Graphen stellen die über die negativ dynamische Phase gemittelten und somit durchschnittlichen Winkelgeschwindigkeiten.

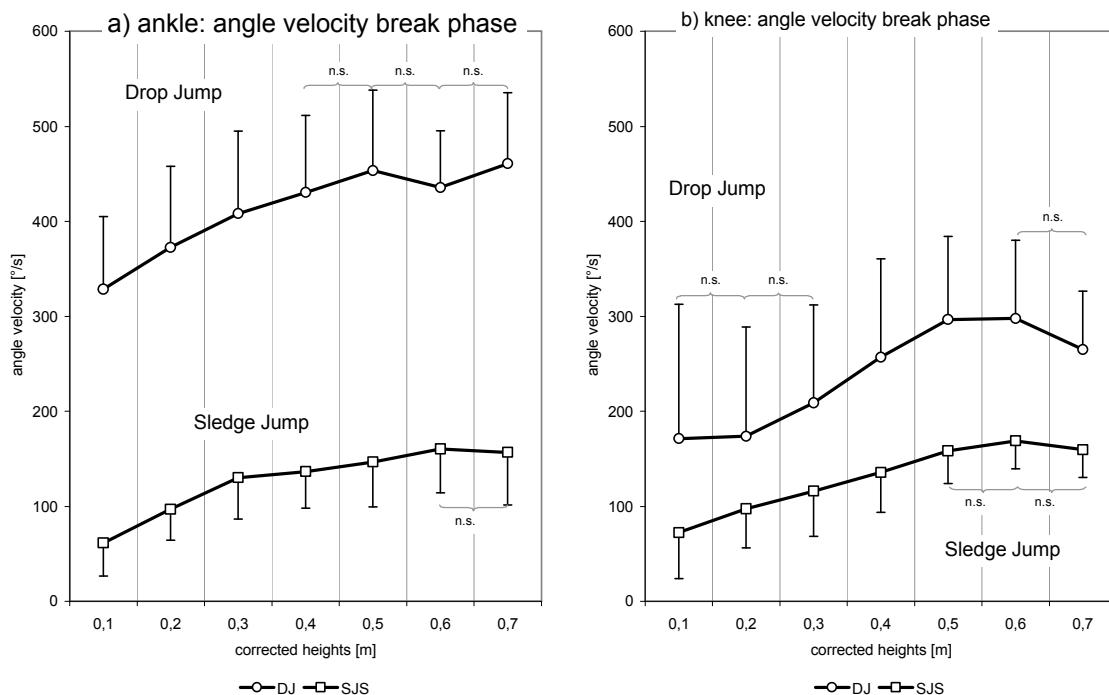


Abb. 4–20: Mittlere Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk während der Bremsphase

Die Analyse der Winkelgeschwindigkeiten zeigt deutliche Unterschiede in den Absolutwerten beim Sprung- und Kniegelenk zwischen DJ und SJS. Die Geschwindigkeiten beim DJ sind im Vergleich zum SJS am Sprunggelenk drei- bis viermal größer bzw. am Kniegelenk etwa zweimal größer. Beim SJS sind die Absolutwerte der Winkelgeschwindigkeiten vom Knie- und Sprunggelenk vergleichbar. Die stufenweise Belastungserhöhung sorgt im Sprunggelenk vor allem bei den niedrigen Fallhöhen an beiden Sprungsystemen zu signifikanten Erhöhungen ( $p \leq 0.02$ ) der Winkelgeschwindigkeiten. Lediglich ab 0,4 m beim DJ und ab 0,6 m beim SJS kommt es zu keinen signifikanten Veränderungen der Geschwindigkeitswerte mehr. Betrachtet man die belastungsbedingten Veränderungen am Kniegelenk, so sind die Reaktionen beim SJS mit denen am Sprunggelenk vergleichbar. Beim DJ jedoch ist auf den unteren Belastungsstufen (DJ10 - DJ20, DJ20 - DJ30) nur eine geringe und nicht signifikante Steigerung zu beobachten, auf der höchsten Belastungsstufe ( $p \leq 0.001$ ) zeigt sich sogar eine leichte, aber nicht signifikante Reduktion der Winkelgeschwindigkeiten.

Die Analyse der prozentualen Veränderungen innerhalb des Sprungsystems stützt die bei den Absolutwerten gefundenen Erkenntnisse. Hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Sprungsysteme zeigt sich, dass die belastungsbedingten Auswirkungen auf die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten, vor allem am Kniegelenk, durchaus vergleichbar sind. Dies bedeutet, dass die Belastungsveränderungen ähnliche Auswirkungen auf die Veränderung der Winkelgeschwindigkeiten haben. Lediglich die 0,1 m, 0,2 m und 0,6 m Bedingung beim Sprunggelenk und die 0,1 m Bedingung beim Kniegelenk weisen eine signifikante Unterschiedlichkeit auf ( $p \leq 0.01$ ).

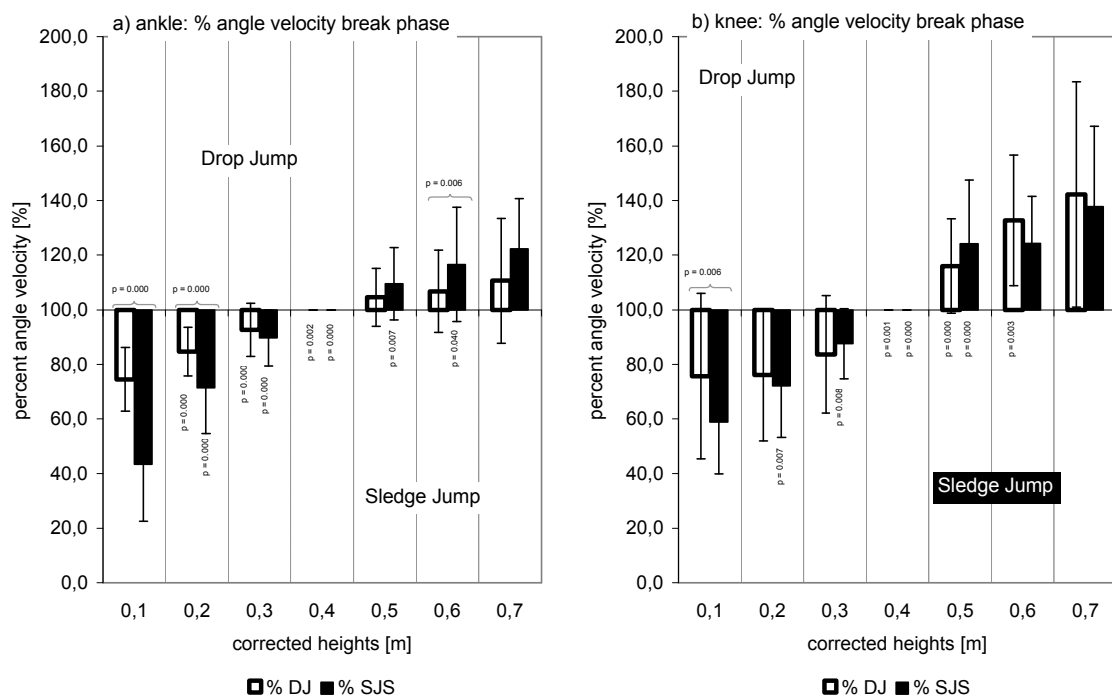


Abb. 4–21: Bedingungsnormalisierte Werte der mittleren Winkelgeschwindigkeiten am Sprung- und Kniegelenk während der negativ dynamischen Phase beim DJ und SJS (0,4 m Bedingung = 100%).

### **4.3 Analyse der Belastungsauswirkungen auf die neuromuskulären Aktivierungsmuster und das IEMG**

Für die Betrachtung der durch die Belastungsveränderung hervorgerufenen Veränderungen der neuromuskulären Aktivierungsmuster werden zunächst die übergreifenden Auswirkungen auf das IEMG aller beteiligten Muskeln im Überblick betrachtet. Im Anschluss daran stellen dann Detailanalysen der vier wichtigsten Hauptarbeitsmuskeln, M. soleus, M. gastrocnemius, M. vastus medialis und M. rectus femoris, die notwendigen Erkenntnisse für die Beantwortung der für den neurophysiologischen Teil dieser Arbeit formulierten Fragestellungen bereit.

#### **4.3.1 Gesamtanalyse**

Die Gesamtanalyse der Veränderungen im Bereich der phasenspezifischen Aktivierungsgrade in Form der IEMG - Werte erfolgt anhand zweier Tabellen. Tab. 4-1 zeigt im Überblick die muskelspezifischen Auswirkungen, hervorgerufen durch die Fallhöhenveränderungen auf das phasenspezifische, integrierte und normalisierte EMG. Gegenstand der zweiten Überblickstabelle (Tab. 4-2) sind die muskelspezifischen, durch die Systemvariation hervorgerufenen Veränderungen.

Bei der Betrachtung der Auswirkungen der Fallhöhenvariation in der Voraktivierungsphase (PRE) zeigt sich, dass die Belastungserhöhungen nahezu zu keinen Veränderungen bei den abgeleiteten Muskeln führen (vgl. Tab. 4-1). Lediglich leichte Erhöhungen, die allerdings nicht signifikant sind ( $p \leq 0.05$ ), lassen sich beim DJ und beim SJS am M. gastrocnemius, M. tibialis anterior und M. vastus medialis, sowie beim SJS zusätzlich beim M. vastus lateralis und dem M. rectus femoris beobachten. In der reflexinduzierten Phase (RIA) zeigen sich bei Belastungserhöhungen leicht erhöhte Werte beim M. gastrocnemius am DJ, ebenso, aber nicht signifikant erhöhte Werte ( $p \leq 0.05$ ) beim M. vastus medialis und lateralis sowie dem M. gluteus maximus. Beim SJS sind die Aktivitäten des M. tibialis anterior, des M. vastus lateralis sowie M. rectus femoris leicht erhöht. Bei den späten EMG Antworten (LER) sind die Aktivierungsstärken aller Muskeln mit Ausnahme des M. tibialis anterior leicht, aber nicht signifikant von der Fallhöhenveränderung beeinflusst. Beim SJS erhöhen sich die Muskelaktivitäten der Kniegelenksstrecker, wobei die Änderungen beim M. rectus femoris signifikant sind ( $p \leq 0.05$ ).

Tab. 4-1: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG- Werte durch die Fallhöhenvariation

Phase	PRE		RIA		LER	
	DJ	SJS	DJ	SJS	DJ	SJS
M. SOLEUS	0	-	0	0	+	+
M. GASTROCNEMIUS	+	0	+	0	+	0
M. TIBIALIS ANTERIOR	+	+	0	+	0	0
M. VASTUS MEDIALIS	+	+	+	0	+	+
M. VASTUS LATERALIS	0	+	+	+	+	+
M. RECTUS FEMORIS	0	+	+	+	+	++
M. BICEPS FEMORIS	0	0	0	0	+	0
M. GLUTAEUS MAXIMUS	0	0	+	0	+	+

++ = sig. higher -- = sig. Lower + = higher (not sig.) - = lower (not sig.) 0 = no differences

Die muskelspezifischen Veränderungen durch die Systemvariation fallen deutlicher aus (vgl. Tab. 4-2). Nahezu alle Unterschiede zwischen den Sprungsystemen sind signifikant ( $p \leq 0.05$ ). In der Voraktivierungsphase (PRE) erweisen sich beim DJ mit Ausnahme des M. rectus femoris alle Muskelaktivitäten als höher. Ähnliche Unterschiede zeigen sich auch in der reflexinduzierten Phase, wo wiederum lediglich der M. rectus femoris und der M. tibialis anterior keine Systemunterschiede aufweisen. In der LER Phase sind die Unterschiede offensichtlich nicht mehr systematisch. Der M. gastrocnemius und M. glutaeus maximus zeigen keine Unterschiede, bei den übrigen Streckmuskeln des Knie- und Fußgelenks sind beim SJS signifikant höhere Aktivierungsniveaus zu beobachten. Die „Beugermuskeln“ (M. tibialis anterior und M. biceps femoris) sind beim DJ stärker in die Bewegung involviert, was die größeren IEMG- Werte belegen. Somit zeigt sich beim SJS gegenüber dem DJ eine Verschiebung der Aktivitäten der Hauptarbeitsmuskulatur in die Phase der späten EMG Antworten.

Tab. 4-2: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG- Werte durch die Systemvariation

PHASE	PRE		RIA		LER	
	DJ	SJS	DJ	SJS	DJ	SJS
M. SOLEUS	++	--	++	--	--	++
M. GASTROCNEMIUS	++	--	++	--	0	0
M. TIBIALIS ANTERIOR	++	--	0	0	++	--
M. VASTUS MEDIALIS	++	--	++	--	--	++
M. VASTUS LATERALIS	++	--	++	--	--	++
M. RECTUS FEMORIS	0	0	0	0	--	++
M. BICEPS FEMORIS	++	--	++	--	++	--
M. GLUTAEUS MAXIMUS	++	--	++	--	0	0

++ = sig. higher -- = sig. Lower + = higher (not sig.) - = lower (not sig.) 0 = no differences

Die in den Tabellen dargestellten Sachverhalte können graphisch noch anhand der nachfolgenden Abbildung für den M. gastrocnemius und den M. vastus medialis gestützt werden.

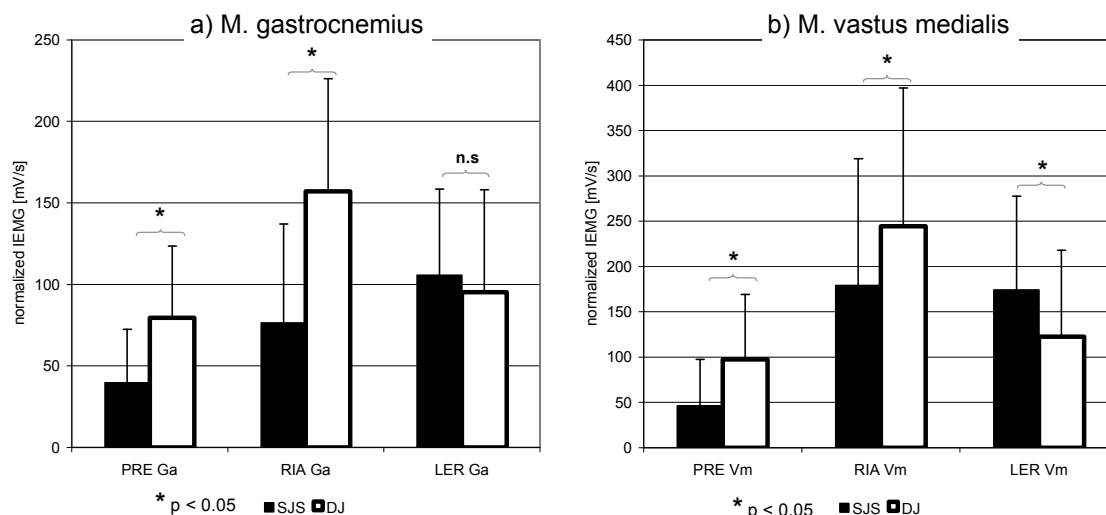


Abb. 4–22: IEMG – Werte des a) *M. gastrocnemius* und b) *M. vastus medialis* während der PRE, RIA und LER Phasen

Dabei zeigen die Abbildungen nochmals die im Systemvergleich signifikant erhöhten IEMG- Werte während der PRE und RIA Phase beim DJ und die Verringerung dieser Aktivität in der LER Phase. Zudem wird gezeigt, wie die Hauptaktivität der Muskeln beim SJS im Vergleich zum DJ zeitlich nach hinten verschoben wird und vorrangig in der LER Phase stattfindet.

#### 4.3.2 Einzelanalysen der Muskelaktivierungsmuster und IEMG - Werte

Nachfolgend sollen detaillierte Analysen einzelner Muskeln vorgestellt werden. Dabei stehen die ein- und zweigelenkigen Hauptarbeitsmuskeln der Sprungbewegung im Vordergrund: Der *M. soleus* als eingelenkiger Streckmuskel im Sprunggelenk, der *M. gastrocnemius* als zweigelenkiger Unterschenkelmuskel, der *M. vastus medialis* als eingelenkiger Kniegelenksstrecker und der *M. rectus femoris* als zweigelenkiger Oberschenkelmuskel.

##### 4.3.2.1 Aktivierungscharakteristika des *M. soleus*

Zur Verdeutlichung der Veränderungen bei den genauer betrachteten Muskeln werden einerseits Beispiele von Rohdaten einzelner Versuchspersonen, sowie die Mittelwerte des normalisierten IEMG's und der prozentualen Veränderungen ausgewertet und graphisch dargestellt. Um in den Rohdaten die Zeitpunkte des ersten und letzten Bodenkontaktes für jede Bedingung deutlich zu machen, wurde die dazugehörige Kraftkurve hinterlegt. Zusätzlich sind signifikante Unterschiede bei den Absolut- und bedingungsnormalisierten Prozentwerten markiert. Signifikante Veränderungen innerhalb des Sprungsystems sind in der jeweiligen Systemfarbe mit Signifikanzwerten ( $p = 0. \dots$ ) angegeben. Signifikante Unterschiede ( $p \leq 0.05$ ) zwischen den Sprungsystemen sind in den Graphiken mit „\*“ gekennzeichnet. Die nachfolgende Abbildung (Abb. 4–23) zeigt die auf diese Weise gestaltete Auswertung für den *M. soleus*.



Die Analyse der Absolutwerte des zeitnormalisierten IEMG's deutet darauf hin, dass zwischen beiden Sprungsystemen auf nahezu allen Belastungsstufen und in allen betrachteten funktionellen Phasen signifikante Unterschiede vorliegen. Während der PRE und RIA Phase erweisen sich die IEMG Werte beim DJ als höher, in der LER Phase kehrt sich dieses Bild um. Es treten keine signifikanten fallhöhenbedingten Veränderungen bei beiden Sprungsystemen mit Ausnahme der Stufe DJ10 - DJ20 in der LER Phase auf. Die Analyse der Mittelwerte auf allen Belastungsstufen bei beiden Sprungsystemen zeigt während der PRE und RIA Phase ebenfalls keine Veränderungen. Der Aktivierungsgrad bleibt trotz Fallhöhenvariation unverändert. In der LER Phase kommt es hingegen zu einem leichten Anstieg der muskulären Aktivität des M. soleus bei der DJ- Bedingung, beim SJS zeigt sich keine derartige Veränderung. Dies kann auch durch die Betrachtung der relativierten Werte des IEMG's in der LER Phase bestätigt werden. Dort erweisen sich die meisten Belastungsstufen beim DJ als signifikant, während beim SJS keine Änderungen zu beobachten sind. Die prozentuale Analyse zeigt zudem noch, dass es beim SJS in der PRE Phase zu Verringerungen im Aktivierungsgrad kommt, die aber nicht signifikant sind.

Die EMG- Muster des Probanden T.S. erweitern teilweise noch die bei der Betrachtung der absoluten und prozentualen IEMG Werte gemachten Erkenntnisse. Beim SJS zeigt sich nur eine geringe Voraktivierung des M. soleus, wobei sogar eine leichte belastungsabhängige Reduktion beobachtbar ist. Erst mit Beginn des Bodenkontaktes erhöht sich beim SJS die Aktivität. Dies wird auch während der RIA Phase bemerkbar, wo die Aktivitätsstärke deutlich unter dem beim DJ beobachtbaren Niveau liegt. Bei beiden Sprungsystemen fällt auf, dass die muskuläre Aktivierung bereits vor Ende der Bodenkontaktphase deutlich reduziert wird.

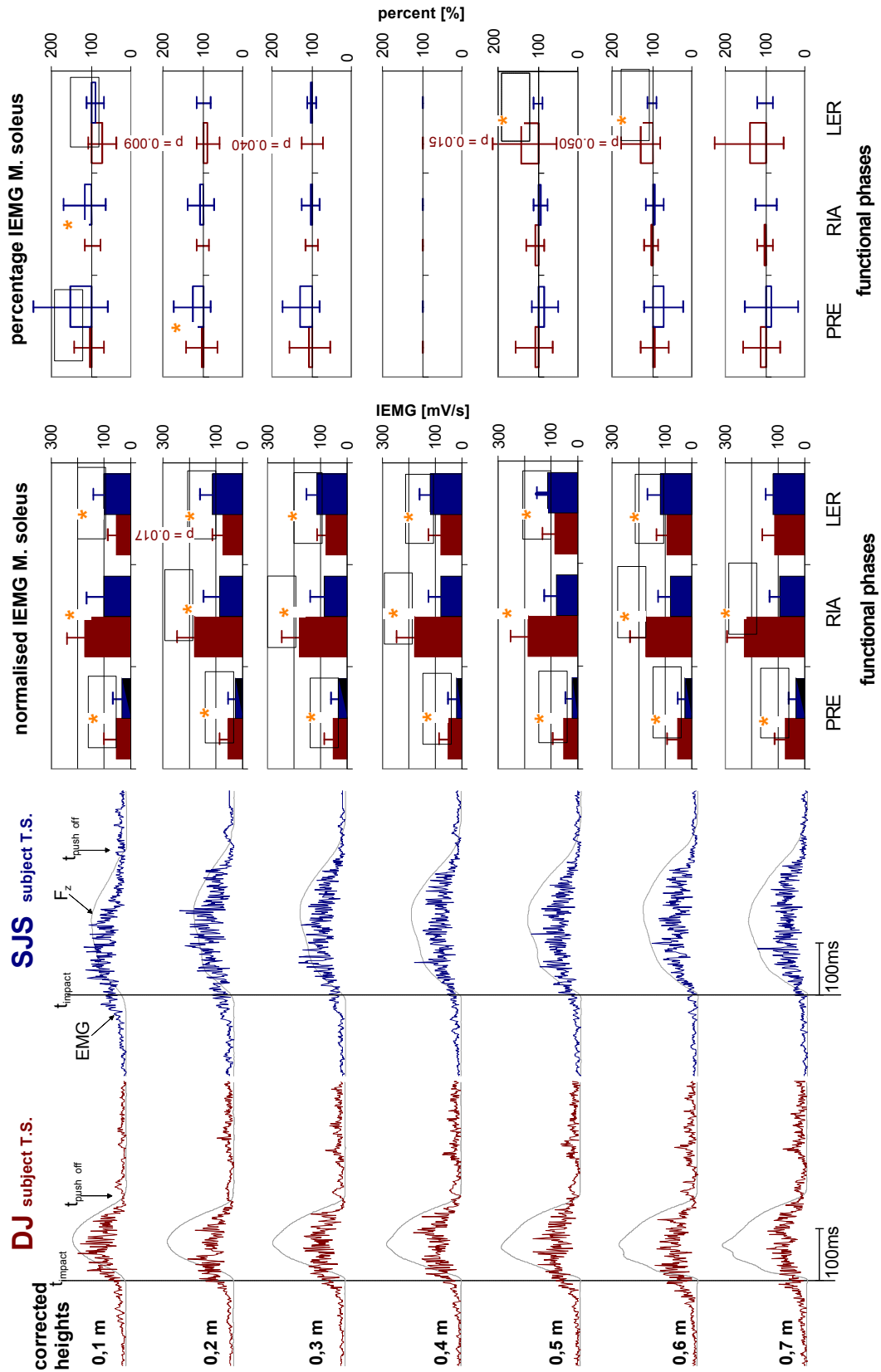


Abb. 4–23: Beispiele von gleichgerichteten Roh – EMG's des M. soleus und Kraftkurven des Probanden T.S.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. soleus der Gesamtgruppe (0,4 m Bedingung = 100%)

#### 4.3.2.2 Aktivierungscharakteristika des M. gastrocnemius

Die Betrachtung der IEMG Werte des zweigelenkigen Unterschenkelmuskels M. gastrocnemius (Abb. 4–24) zeigt auf allen Belastungsstufen der Höhenvariation die bereits im Überblick dargestellten signifikanten Unterschiede zwischen den Sprungsystemen. In der LER Phase ist dieser Unterschied nur auf der Stufe 0,2 m und 0,5 m signifikant, wobei die DJ Bedingung zu niedrigeren Werten führt. Der Vergleich der relativierten Werte zeigt dahingegen nur systemabhängige signifikante Unterschiede bei der 0,6 m und 0,7 m Bedingung in der RIA Phase. Ansonsten zeigen die prozentualen Veränderungen im Systemvergleich keine Unterschiede. Die Veränderung der Belastung durch die Fallhöhe bewirkt nur vereinzelt, vorrangig beim DJ in der RIA Phase, signifikante Veränderungen. Diese erweisen sich bei der Betrachtung der relativierten Werte innerhalb des Sprungsystems während der RIA Phase beim DJ auf fast allen Belastungsstufen signifikant. Ansonsten sind anhand der Absolut- und Relativwerte des IEMG keine belastungsbedingten deutlichen Unterschiede mehr zu beobachten.

Besonders bemerkenswert erweisen sich die Analysen der Roh- EMG Kurven am Beispiel des Probanden R. H.. Dieser stellt keinen Einzelfall dar. Die Analysen zeigen vorrangig beim SJS nach ca. 30 - 50 ms deutliche Erhöhungen des muskulären Aktivierungsniveaus, die anschließend wieder reduziert werden. Aufgrund des Zeitpunktes können sie als monosynaptische Reflexaktivitäten, ausgelöst durch den Aufprall des Probanden auf der Kraftmessplattform, klassifiziert werden. Ähnliche Reflexaktivitäten sind auch beim DJ beobachtbar, hier sind diese allerdings in eine höhere Grundaktivität des Muskels eingelagert. Die Voraktivierungsphase (PRE) beginnt bei beiden Sprungsystemen ca. 100 - 150 ms vor dem Bodenkontakt, wobei das Aktivierungsniveau beim DJ deutlich höher ist. Neben diesen systemspezifischen Besonderheiten zeigt das Aktivierungsmuster bei beiden Sprungsystemen kurz vor dem Bodenkontakt eine deutliche Aktivitätsreduktion, die mit zunehmender Fallhöhe deutlicher wird. Nach ca. 50 ms erhöht sich die Aktivierung wieder. Die Hauptaktivität des M. gastrocnemius findet dementsprechend beim SJS vorrangig in der LER Phase statt.

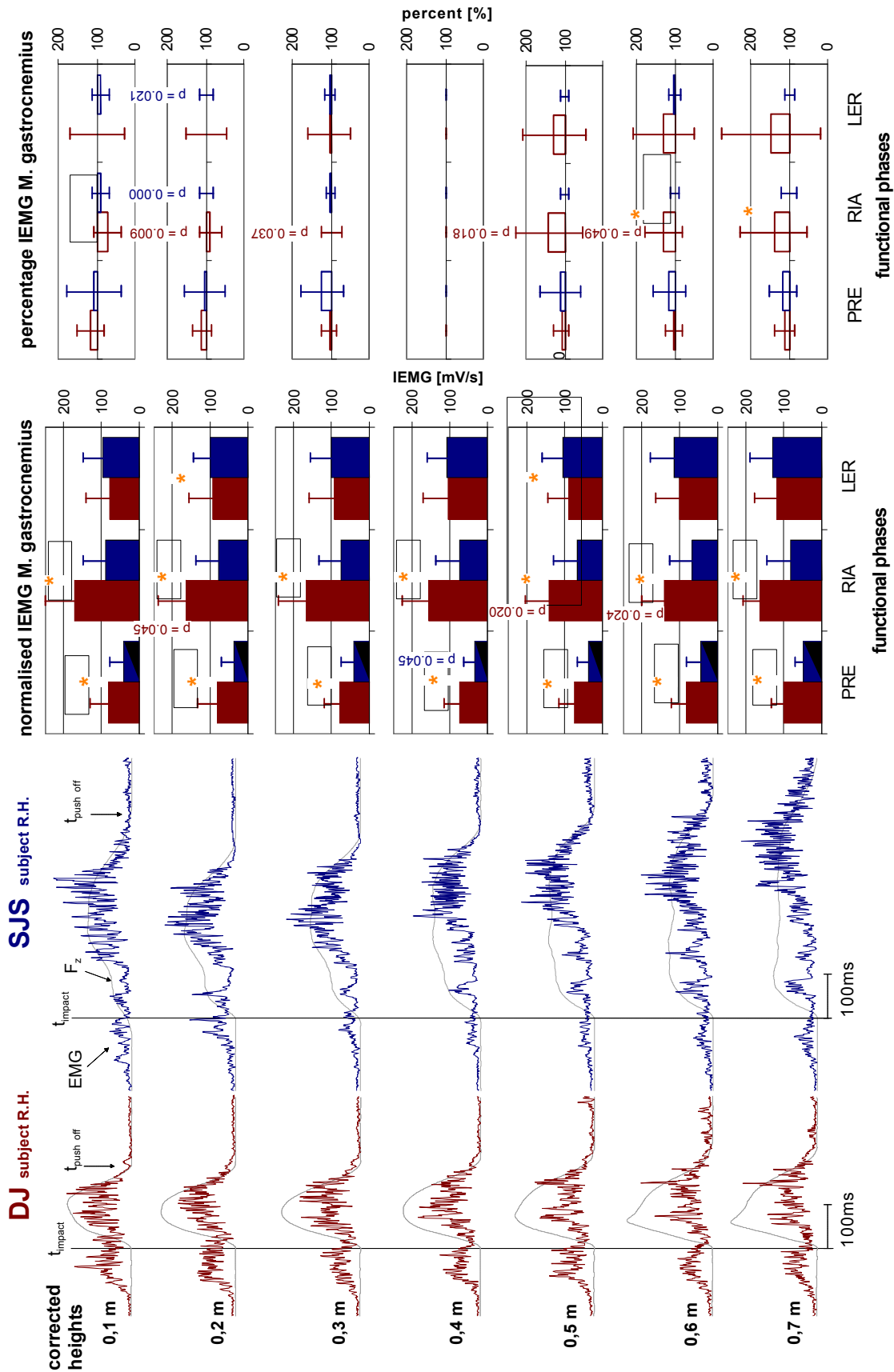


Abb. 4–24: Beispiele von gleichgerichteten Roh – EMG's des *M. gastrocnemius* und Kraftkurven des Probanden R.H.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des *M. gastrocnemius* der Gesamtgruppe (0,4 m Bedingung = 100%).

#### **4.3.2.3 Aktivierungscharakteristika des M. vastus medialis**

Die Analyse des M. vastus medialis als eingelenkiger Kniestrecker ist in Abb. 4–25 dargestellt. Anhand des Beispiels der Aktivierungsmuster des Probanden A.M. und der normalisierten IEMG Werte lassen sich deutliche Systemunterschiede in allen betrachteten funktionellen Phasen und auf nahezu allen Belastungsstufen beobachten. In der PRE und RIA Phase sind die IEMG Werte beim DJ höher, während in der LER Phase die SJS Bedingung höhere Werte aufweist. Die Aktivierungsniveaus in der LER Phase beim SJS sind dabei meist sogar noch etwas höher als die Werte in der RIA Phase. Systeminterne Unterschiede, hervorgerufen durch die Erhöhung der Fallhöhen, sind bei den Absolutwerten und den bedingungsnormalisierten Prozentwerten hauptsächlich nur zwischen der Bedingung 0,1 m und 0,2 m zu beobachten. Ansonsten treten nur noch vereinzelt signifikante Veränderungen auf. Bei der Betrachtung der Roh-EMG's zeigt sich beim DJ eine deutlichere Segmentierung des EMG Musters im Vergleich zum SJS, die sich dort tendenziell erst bei höheren Fallhöhen zeigt.

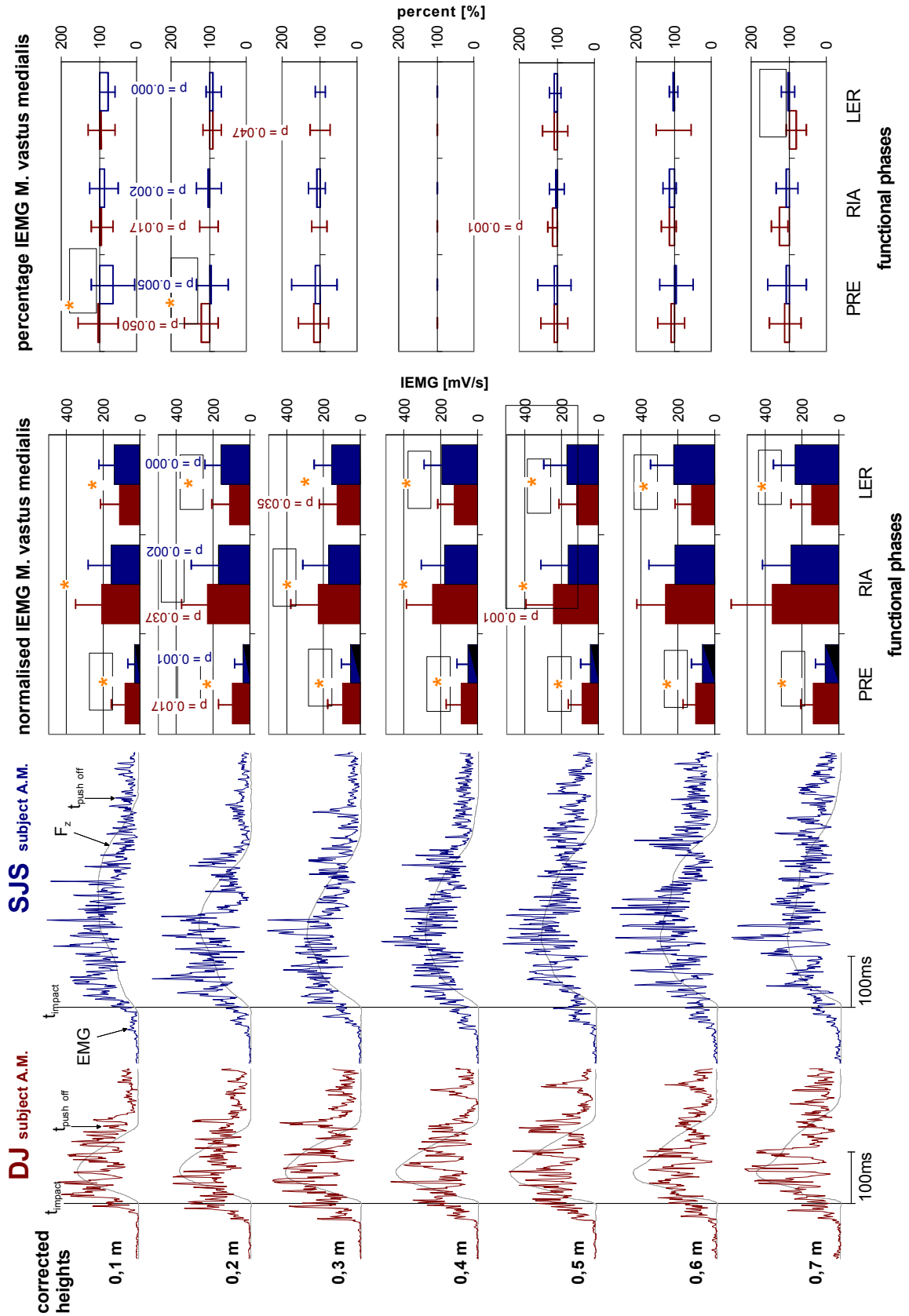


Abb. 4–25: Beispiele von gleichgerichteten Roh-EMG's des M. vastus medialis und Kraftkurven des Probanden A.M.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. vastus medialis der Gesamtgruppe (0,4 m Bedingung = 100%).

#### **4.3.2.4 Aktivierungscharakteristika des M. rectus femoris**

Die Analyse des M. rectus femoris mit seiner zweigelenkigen Struktur und damit Funktion im Knie- und Hüftgelenk zeigt Abb. 4–26. Die EMG Muster und die normalisierten IEMG Werte zeigen bei beiden Sprungbedingungen während der PRE und RIA Phase nahezu dieselben Aktivierungsgrade. In der LER Phase zeigt sich wiederum ein deutlicher Unterschied im Aktivierungsniveau. Dabei ist das Aktivierungslevel des M. rectus femoris beim SJS deutlich höher. Belastungsbedingte Auswirkungen durch die Fallhöhenvariation sind in allen drei funktionellen Phasen nahezu nicht zu beobachten. Betrachtet man die belastungsbedingten Auswirkungen auf die prozentualen Veränderungen so zeigen sich hier nahezu keine signifikanten Unterschiede zwischen den Sprungsystemen.

Sehr schön ist die Reproduzierbarkeit der muskulären Aktivierungsmuster beim DJ anhand der impulsartigen „Aktivierungsbursts“ bei den Roh-EMG's des Probanden A.M. zu beobachten. Dies zeugt von einer gleichartigen vorprogrammierten Muskelaktivierung, die durch die Belastungserhöhung nur geringfügig verändert wird.

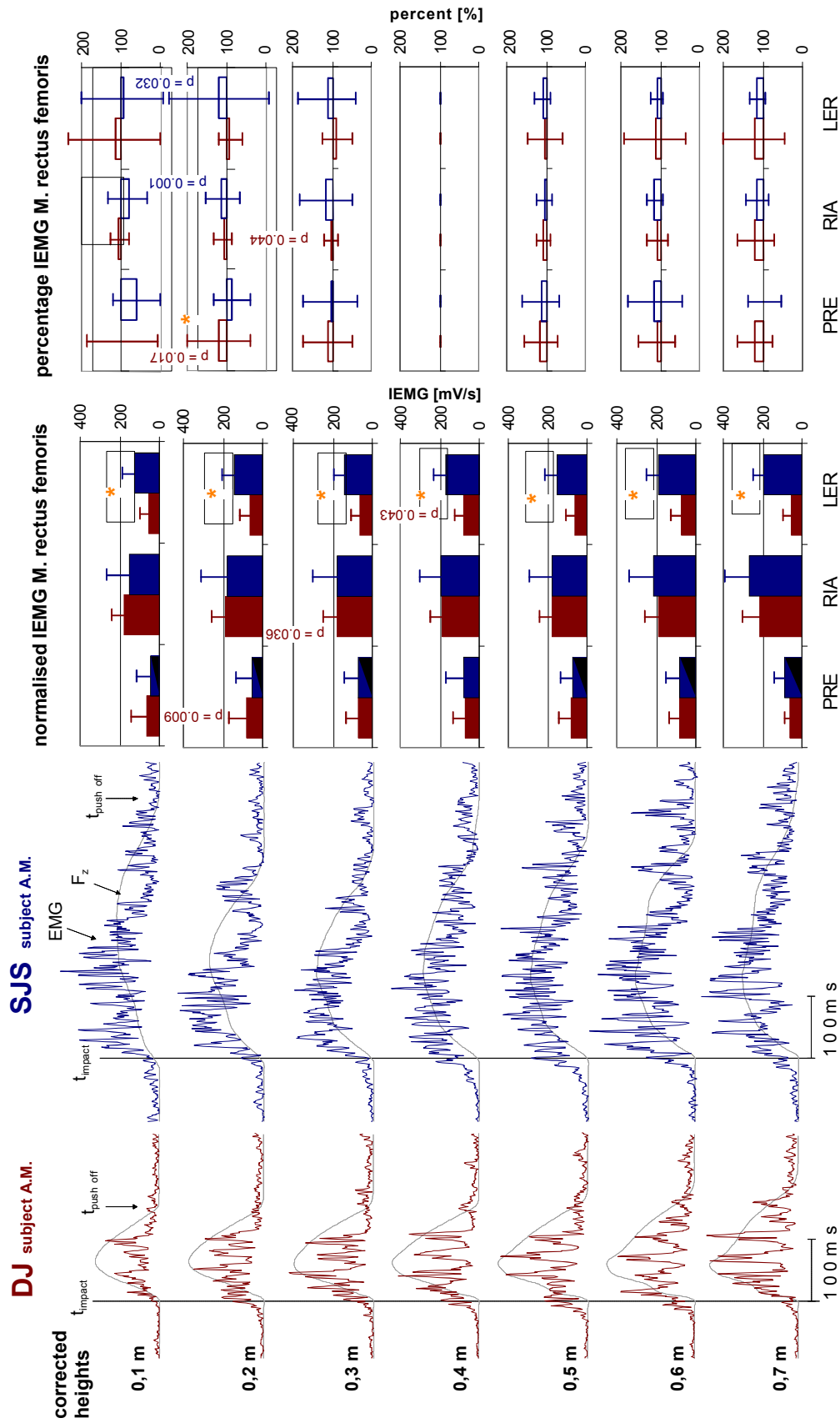


Abb. 4–26: Beispiele von gleichgerichteten Roh – EMG's des M. rectus femoris und Kraftkurven des Probanden A.M.. Systemstypische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. rectus femoris der Gesamtgruppe (0,4 m Bedingung = 100%).



#### **4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse**

Die Analysen der belastungs- und systembedingten Auswirkungen auf die mechanischen und neuromuskulären Parameter zeigt, dass sich trotz einer Erhöhung der von außen einwirkenden Belastung in Form der Fallhöhe der Leistungsoutput nur geringfügig verändert. Dies zeigt sich vorrangig bei den Energiebeträgen und der Beschleunigungsleistung. Zudem erweisen sich die neuromuskulären Aktivierungsmuster relativ unbeeinflusst von der Fallhöhenvariation. Demgegenüber sorgt die Systemvariation für deutlichere Unterschiede, einerseits bei den betrachteten mechanischen und andererseits bei den neuromuskulären Kennwerten. Durch den Wechsel des Sprungsystems ergeben sich hinsichtlich der Absolutwerte sehr viele und deutliche Veränderungen. Normalisiert man diese Kennwerte allerdings auf die 0,4 m Bedingung so bewirken beide Sprungsysteme bei den betrachteten Parametern ähnliche Auswirkungen.

## 5 DISKUSSION PROJEKT „HEIGHT VARIATION“

Ausgangspunkt für die nachfolgenden Überlegungen ist die Fragestellung, inwiefern die Besonderheiten und Charakteristika eines effektiven Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus durch Variationen der Belastung beeinflusst werden können und welche Veränderungen sich hieraus für den Leistungsoutput ergeben. Die Besonderheiten eines effektiven DVZ liegen, wie bereits in Kapitel 2 dargestellt, in einer zeitlich gut getimten Voraktivierung der Muskulatur vor einer kurzen und schnellen exzentrischen Phase und einem sofortigen Übergang von der Dehnung in die Verkürzung (KOMI / GOLLHOFER 1997; KOMI 2000). Die in Kapitel 4 beobachtbaren Auswirkungen der Belastungsvariation lassen bei der muskulären Voraktivierung nur eine geringe Abhängigkeit von der Fallhöhenveränderung, aber eine große Abhängigkeit von der Systemvariation feststellen. Sehr sensibel auf jede Art, der in diesem Projektabschnitt vorgenommenen Belastungsvariation, zeigen sich die exzentrischen Phasen bzw. die Kontaktzeiten während der Bremsphase. Hier ist eine Erhöhung der Fallhöhe und ein Wechsel des Sprungsystems von Drop Jumps zu Sledge Jumps mit einer Verlängerung dieser negativ dynamischen Phase verbunden. Die Überprüfung eines sofortigen Überganges von der Dehnung in die Verkürzung ist nur auf der Basis von Analysen der Zeit- Längen Charakteristik einzelner Muskeln möglich. Hierzu liefern z.B. Berechnungsmethoden von GRIEVE et al. (1977) FRIGO / PEDOTTI (1978), und SPÄGELE (1998) die Möglichkeit zeitliche Charakteristika der Längenveränderungen einzelner Muskeln während bestimmter Bewegungen zu bestimmen. Dies ist jedoch für die Analyse einer Bewegung, bei der angenommen wird, dass mehrere Muskeln in proximodistaler Reihenfolge als komplette Muskelschlinge synergistisch zusammenarbeiten (ELORANTA 1997), nicht ausreichend für die Betrachtung des Gesamtsystems. Aus diesem Grund wurden zur Überprüfung des schnellen Überganges in die konzentrische Phase bei der hier durchgeführten Untersuchung Parameter wie Bodenkontaktzeiten, Gelenkwinkel, Kraftwerte und neuromuskuläre Aktivierungsbeiträge analysiert. Durch die gemeinsame Analyse dieser Kenngrößen ist es möglich, Aussagen über die Ausprägung des schnellen Übergangs von der negativ dynamischen in die positiv dynamische Phase der gesamten Bewegungskette zu treffen. Hohe Reflexbeiträge der Muskulatur sorgen in diesem Zusammenhang z.B. für hohe Kraftwerte und eine große „short range elastic stiffness“ (SRES) während der negativ- dynamischen Phase, was die Realisierung eines möglichst schnellen Übergangs in die positiv dynamische Phase deutlich unterstützt. Bei der Betrachtung dieser Parameter zeigen sich in Abhängigkeit von der Art und Stärke der einwirkenden Belastung große Veränderungen. Dies lässt, wie schon in der Einleitung postuliert wurde, darauf schließen, dass die Art und Weise der Variation einer Belastung eine wichtige Rolle für die Bewegungsleistung im DVZ spielt (CAVANAGH 1990).

Dieser Aspekt ist in besonderer Hinsicht im Trainingsalltag von Leistungssportlern zu berücksichtigen, wo reaktive Sprungformen unter variierenden Belastungsbedingungen zu den Standards der Trainingsinhalte gehören (ZATSIORSKY 1996). So konnten z.B. KYRÖLÄINEN et al. (1989) anhand eines viermonatigen Sprungkrafttrainings bei Frauen eine hohe Spezifität der Trainingswirkung beobachten. Während der ersten zwei Monate trainierten die Frauen mit geringerer Dehnungsintensität (geringerer Fallhöhe beim DJ). Die größten beobachtbaren Veränderungen erfolgten bei den niedrigeren Fallhöhen. In den darauffolgenden zwei Monaten trainierten sie mit

hohen Dehnungsbelastungen (hohen Fallhöhen), was eine spezifische Anpassung vorrangig bei den hohen Fallhöhen bewirkte. Dies unterstützt die obige Folgerung und stellt auch für den Aspekt der längerfristigen Adaptation heraus, dass die Art der Belastung eine entscheidende Rolle für die jeweiligen Anpassungsprozesse bei Bewegungen im DVZ spielt.

Um die Art und Stärke der Auswirkungen von Belastungsveränderungen nicht durch den Aspekt der „ungewohnten Bewegung“ beeinflussen zu lassen, wurden in der hier durchgeführten Untersuchung Probanden aus dem Bereich der Schnellkraftsportarten unter den variierenden Belastungsanforderungen getestet. Die AthletInnen stammen vorrangig aus dem Bereich der leichtathletischen Sprint- und Sprungdisziplinen sowie aus dem Kunstturnen. Als Teilnahme Kriterium und zur Überprüfung der hohen Leistungsfähigkeit dieser Probanden wurde in einem Pretest der sog. Reaktivitätsindex (Flugzeit / Kontaktzeit (RI)) bestimmt. Dieser Parameter drückt die Fähigkeit der Athleten aus, hohe Sprunghöhen in einer möglichst kurzen Bodenkontaktzeit beim Drop Jump zu generieren und gilt nach NEUBERT (1999) als der Parameter, welcher die reaktive Sprungleistungsfähigkeit am geeignetsten klassifiziert. Die Werte für den RI wurden in dieser Studie auf  $RI > 3,8$  bei den männlichen und  $RI > 3,3$  bei den weiblichen Probanden festgelegt, was eine hohe reaktive Sprungleistungsfähigkeit der Probanden aufzeigt. Durch dieses Auswahlkriterium können Effekte, die aufgrund einer ungewöhnlichen Belastungssituation für die Probanden entstehen könnten, vernachlässigt werden, da reaktive Sprungübungen aus unterschiedlichen Fallhöhen zu deren alltäglichem Trainingsrepertoire gehören. Auch die Belastungssituation, die durch die Schlittensprünge hervorgerufen wurde, konnte als bekannt angenommen werden, da es zu deren athletischer Grundausbildung gehört an solchen Schlitten- oder Pendelsystemen zu trainieren, wie es bereits BÜHRLE (1989) beschrieb. Eine Bestätigung für den hohen Trainiertheitsgrad und damit eine geringe Varianz bei der Bewegungsausführung ist in den hohen Reliabilitätskennwerten der Intraclass Korrelationskoeffizienten der analysierten Merkmalsstichprobe zu finden (vgl. Kapitel 3 Material und Methoden).

## **5.1 Versuchsanordnung und Belastungsparameter**

Entscheidend für die Analyse der Auswirkungen einer Belastungsvariation ist die genaue Determinierung des einwirkenden Betrages dieser Belastung und deren Unterschiedlichkeit bei der Variation. In dieser Untersuchung war die Variation des Sprungsystems, Drop Jumps und Sledge Jumps, sowie der Fallhöhen vorgesehen. Dabei hat es sich für die Athleten aber als schwierig erwiesen, die entsprechend der Belastungsvariation vorgegebenen Fallhöhen trotz deutlicher Instruktion genau einzuhalten. So konnte bei der Durchführung von DJ's aus geringeren Fallhöhen häufig ein aktives Abspringen, bei den höheren Fallhöhen eine Beugebewegung im Sprung- und Kniegelenk beim Lösen von dem höhenverstellbaren Hubtisch beobachtet werden. Bereits BOBBERT et al. (1987 a) und KIBELE (1997) haben dies in Untersuchungen nachgewiesen. Bei den Sprüngen am SJS konnten die vorgegebenen Fallhöhen nicht genau eingehalten werden, da die Probanden beim Aufprall größtenteils eine vermehrte Plantarflexion im Sprunggelenk aufwiesen. Durch diesen Unterschied, der sich durch die veränderte Position beim Aufprall gegenüber der Position bei der

Festlegung der Ausgangsstellung des Schlittens ergab, waren vor allem bei den niedrigeren vorgegebenen Fallhöhen die tatsächlich realisierten Fallhöhen geringer. Aus diesem Grund mussten die realen Fallhöhen der durchgeführten Sprünge bestimmt werden, was beim SJS durch die Analyse der Positions- Zeit- Kurven mittels des Drehpotentiometer sehr einfach war. Für die Bestimmung der tatsächlichen Fallhöhen beim Drop Jump wurde von BÄURLE / BUBECK (1999) eine spezielle Berechnungsmethode entwickelt und die korrigierten Fallhöhen ermittelt. Nach der Bestimmung dieser korrigierten Fallhöhen zeigten die Ergebnisse, dass eine Vergleichbarkeit zwischen den Sprungsystemen (mit Ausnahme der 0,1 m Bedingung) und eine signifikante Veränderung der Höhen zwischen den Belastungsstufen von 0,1 - 0,7 m gegeben war (vgl. Abb. 4-4).

Für die weitere Analyse der Vergleichbarkeit der Belastungssituationen ist eine Betrachtung der realisierten Körperpositionen zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes von Bedeutung. Wie ELORANTA (1997) und RODACKI et al. (2001) zeigen konnten, spielen die Körperpositionen für die Ausführung von Bewegungen im DVZ eine wichtige Rolle für die kinematischen und neurophysiologischen Leistungsparameter. Sie konnten durch Variationen der Position der Probanden (Hüftgelenkwinkel 105 / 165° bzw. 90 / 135 / 180°) speziell bei den zweigelenkigen Beinmuskeln, den Mm. rectus femoris und gastrocnemius, teilweise signifikante Unterschiede in der phasenbezogenen neuronalen Aktivierung und bei den Winkelgeschwindigkeiten der von ihnen überspannten Gelenke beobachten. Dies verdeutlicht, dass für die Vergleichbarkeit der Auswirkungen von Belastungsvariationen beim DVZ daher die Gelenkwinkel zum Zeitpunkt des Bewegungsbeginns und des ersten Bodenkontaktes Kenngrößen darstellen, die beachtet werden müssen. Dabei zeigten sich innerhalb der Sprungsysteme mit der Zunahme der Belastung eine vermehrte Plantarflexion im Sprunggelenk, beim Knie- und Hüftgelenk vermehrt extendierte Gelenksstellung. Dies ist entgegen der Beobachtungen von BOBBERT (1987) und RODACKI et al. (2001) zu sehen, die bei Drop Jumps bzw. Pendelsprüngen kurz vor dem Bodenkontakt eine vermehrte Beugeposition und -bewegung im Sprung- und Kniegelenk festgestellt haben. Die Autoren sahen dies als Mechanismus an, mit dem die Probanden versuchen, die hohen Aufprallkräfte zu reduzieren. Dass die Probanden in der hier durchgeführten Untersuchung zumindest im Sprunggelenk eine gegensätzliche Tendenz aufwiesen, kann als Ausdruck der hohen Sprungleistungsfähigkeit der Probanden und dem hohen Willen zur Durchführung einer reaktiven Sprungbewegung ohne Fersendurchschlag interpretiert werden (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982). Die Betrachtung der Unterschiede zwischen den Sprungsystemen in den Gelenkwinkelstellungen vor dem Bodenkontakt zeigt dahingehend keine Differenzen. Dies ist vor dem Hintergrund zu sehen, dass die in der Literatur dargestellten Schlitten- oder Pendelsysteme die Probanden in einer sitzenden Haltung positionieren (vgl. KANEKO et al. 1984; AVELA et al. 1996, FOWLER / LEES 1997; WALSH / BRÜGGEMANN 2000; u. a.) und daher eine Vergleichbarkeit mit frei durchgeführten Drop Jumps aufgrund der oben dargestellten Zusammenhänge nicht unproblematisch ist. Hierin ist ein großer Vorteil des in dieser Untersuchung verwendeten Sledge Jump System zu sehen, welches die Positionierung der Athleten in einer zum Drop Jump vergleichbaren Haltung erlaubt. Der einzige Unterschied in Bezug auf die Positionierung der Athleten zwischen den Sprungsystemen ist somit nur in der Ebene der Bewegungsausführung zu sehen. Hier zeigt es sich, dass die Probanden beim DJ in der Ebene der Gravitationseinwirkung

sprangen, während sie beim SJS die Durchführung der Sprungbewegung in der horizontalen Ebene realisierten.

Ein weiterer Aspekt, der hinsichtlich der Vergleichbarkeit und der Variation der Belastung analysiert werden muss, ist die durch die Fallbewegung hervorgerufene Ausprägung der Aufprallgeschwindigkeit. Die Ergebnisse in Kapitel 4.2.2 zeigen die in Abhängigkeit von der Belastungsvariation beobachteten Veränderungen. Die Fallhöhenvergrößerung sorgte bei beiden Sprungsystemen zu signifikanten Zunahmen bei der Aufprallgeschwindigkeit. Dabei sind die gemessenen Werte für den Drop Jump mit den Werten die AVELA et al. (1996) in ihrer Untersuchung gemessen hatten vergleichbar (DJ66 = 3,6 m/s; DJ46 = 3,0 m/s; DJ29 = 2,4 m/s). Beim SJS liegen die Werte dahingegen aber deutlich unter den Werten wie sie von diesen Autoren bei ihrem Schlittensystem beobachtet wurden (3 m/s bei Fallhöhen von 0,96 m). Somit ergeben sich für den Systemvergleich auf allen betrachteten Belastungsstufen signifikant geringere Aufprallgeschwindigkeiten der Probanden beim SJS.

Nach ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974), ZATSIORSKY (1996), PRILUTSKY (1997) und VAN INGEN SCHENAU et al. (1997) stellt die Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes den wichtigsten Parameter zur Determinierung der Belastungseinwirkung beim DVZ dar. Die Ergebnisse in Abb. 4-6 zeigen, dass die Fallhöhensteigerung mit einer signifikanten Zunahme der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes bei beiden Sprungsystemen einherging. Dabei sind die relativen Erhöhungen beim DJ größer ausgefallen, wie die bedingungsrelativierte Auswertung (Abb. 4-7; Normbedingung  $\hat{=}$  0,4 m Fallhöhe) der Absolutwerte zeigt. Der Vergleich der Absolutwerte zwischen den Sprungssystemen in Abb. 4-6 zeigt, dass die Energiebeträge auf einer Belastungsstufe beim SJS mit der nächst höheren Belastungsstufe beim DJ sehr gut vergleichbar sind („energy matching“). Die Absolutwerte, die bei den entsprechenden Belastungsbedingungen auftraten, stimmen gut mit den Werten überein, die AVELA et al. (1996) in ihren Untersuchungen für den DJ und das bei Ihnen verwendete Schlittensprungsystem gemessen haben.

Zusammenfassend können die durch die Variation der Versuchsbedingungen hervorgerufenen Veränderungen bei den Belastungsbedingungen wie in Tab. 5-1 dargestellt charakterisiert werden.

Tab. 5-1: Auswirkungen von Veränderungen der Versuchsbedingungen auf die Belastungsparameter

BELASTUNGSPARAMETER	SYSTEMVARIATION	FALLHÖHENVARIATION
FALLHÖHEN	DJ $\hat{=}$ SJS	ansteigend
KÖRPERPOSITION	DJ $\hat{=}$ SJS	leichte Veränderungen der Gelenkwinkel
AUSRICHTUNG DER BEWEGUNGSEBENE	DJ $\neq$ SJS (DJ: vertikal / SJS: horizontal)	unverändert
AUFPRALLGESCHWINDIGKEIT	DJ $\neq$ SJS (DJ > SJS)	ansteigend
ENERGIE ERSTER BODENKONTAKT	DJ $\hat{=}$ SJS	ansteigend

Neben den unterschiedlichen Körperpositionen können somit die Hauptveränderungen durch vergleichbare Veränderungen bei der Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes und

unterschiedliche Veränderungen bei der Aufprallgeschwindigkeit als vorrangige Belastungsvariationen zwischen den beiden Sprungsystemen herausgestellt werden.

## **5.2 Auswirkungen der Belastungsvariation beim Drop Jump**

Die dargestellten Veränderungen der Belastungseinwirkungen in Form der Fallhöhen- und Systemvariation verursachten differenziert zu betrachtende Auswirkungen auf die leistungsdeterminierenden Parameter beim DVZ.

Die Auswirkungen der Fallhöhenveränderungen müssen vorrangig am Output der Bewegung im DVZ analysiert werden, da dieser das „Bruttokriterium“ der Sprungbewegung darstellt. Dieses „Bruttokriterium“ beim reaktiven Nieder- Hochsprung kann sehr gut durch die Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes beschrieben werden. Die in dieser Untersuchung erhaltenen Beträge für den Output an Energie beim DJ sind allerdings im Vergleich zu den Untersuchungen von BOBBERT et al. (1987 b) und AVELA et al. (1996) geringer. Die Darstellung der Ergebnisse bezüglich des Energieoutputs hat gezeigt, dass die Probanden beim DJ bis zu einem gewissen Grad der Fallhöhenvergrößerung in der Lage waren, den Energieoutput zu steigern (vgl. Abb. 4-6 b), rote Kennlinie). Dies ist in Übereinstimmung mit den Untersuchungen von ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974), BOSCO et al. (1979) und KYRÖLÄINEN (1995) zu sehen, die mit Erhöhungen der Fallhöhen auch Erhöhungen in der nachfolgenden Sprunghöhe bzw. im Energieoutput feststellen konnten. Die signifikanten Vergrößerungen der Fallhöhen und die damit einhergehenden größer werdenden Aufprallgeschwindigkeiten und Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes sorgen somit nur im geringeren Belastungsbereich für signifikante Erhöhungen der Energiebeträge zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes.

Die insgesamt zur geringen Erhöhungen im Energieoutput können anhand der Korrelations-, Regressions- und Zusammenhangsanalyse zwischen der Energie zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes, dem sog. „Energietransfer“, innerhalb des Sprungsystems DJ bestätigt werden (vgl. Abb. 4-9 c)). Der hierbei feststellbare geringe Gradient der Regressionsgleichung von  $a = 0,167$  zeigt, dass die großen Veränderungen der einwirkenden Energie nur geringe Veränderungen beim Energieoutput mit sich bringen. Dies entspricht den Beobachtungen von ZATSIORSKY (1997), VOIGT et al. (1995), WALSH / WILSON (1997) und VIITASALO et al. (1998) und kann mit VAN INGEN SCHENAU et al. (1997 b) damit begründet werden, dass mit der Erhöhung der Fallhöhe die geleistete negative Arbeit vergrößert wird, das Ausmaß der Kraft der kontraktilen Elemente aber limitiert ist. Es ist daher mit BOBBERT et al. (1996) anzunehmen, dass die bei den hohen Fallhöhen geleistete Arbeit aufgrund der Limitierung der kontraktilen Elemente eher als produzierte Wärme verschwunden ist als in den SEE gespeichert zu werden.

Die limitierenden Faktoren für die Leistungsfähigkeit müssen somit in der Kraft der kontraktilen Elemente gesucht werden, welche die „short range elastic stiffness“ und damit die Fähigkeit zur Speicherung von Energie in den serienelastischen Komponenten determinieren (BOBBERT 1990; VAN INGEN SCHENAU 1997). Eine in diesem Zusammenhang durchgeführte Betrachtung der maximalen Bodenreaktionskräfte ( $F_{z \max}$  in Abb. 4-15 a)) macht deutlich, dass die Veränderung der Fallhöhen beim DJ mit Ausnahme der letzten Belastungsstufe zu deutlichen Zunahmen bei diesem

Parameter führte, was durch die Analyse der bedingungsnormalisierten prozentualen Veränderungen in Abb. 4-15 b) bestätigt werden kann. Dies deutet auf eine vergleichbare bzw. eventuell sogar größere Stiffness der unteren Extremitäten mit der Erhöhung der Fallhöhen hin, die erst bei der letzten Fallhöhenveränderung nicht weiter ansteigt. Analog zu den maximalen Kraftwerten über die gesamte Bodenkontaktzeit beim DJ zeigen sich die Werte des Kraftanstiegs (rate of force development) während der ersten 30 ms nach dem Aufprall auf den Boden sehr stark durch die Variation der Belastung beeinflusst (vgl. Abb. 4-16 a)). Die Steigerungen der Fallhöhen sorgen für eine Zunahme im initialen Kraftanstieg bis hin zur Stufe DJ50 - DJ60, wiederum in etwa bis zu dem Belastungsbereich, bis zu dem sich der Energieoutput bei dieser Untersuchung signifikant verändert hat. Somit liegt es nahe, auf einen engen Zusammenhang zwischen Energieoutput und Kraftanstieg in den ersten 30 ms des Bodenkontaktes zu schließen. In dieselbe Richtung deutet die Analyse des zeitnormalisierten Kraftstoßes in der Bremsphase hin, der wiederum erst bei der größten Fallhöhenvariation keine weiteren Veränderungen mehr mit sich bringt. Dies bedeutet daher, dass wenn die Kraft zu Beginn der konzentrischen Bewegungsphase eines Muskels größer ist, insgesamt mehr Energie in den serienelastischen Komponenten gespeichert werden kann und weniger Energie von den kontraktile Elementen generiert werden muss (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997 b). Hierfür ist eine große SRES als Grundvoraussetzung anzusehen.

Die SRES und die damit in Zusammenhang stehenden Werte für die Kraftparameter werden, wie es bereits im Forschungsstand dieser Arbeit dargestellt wurde, durch die Querbrückenbindungszeit und somit durch die Dauer der Bodenkontaktzeit determiniert (ZATZIORSKY 1997; GOUBEL 1997; FRICK 1993). Nach der Forderung von FRICK (1993) sind Beiträge der SRES zum Energietransfer nur dann möglich, wenn die Dehnungs- Verkürzungs- Zyklen in möglichst kurzer Zeit ( $\leq 100$  ms) ablaufen. Die dahingehende Analyse der Bodenkontaktzeiten in Abb. 4-10 zeigt nur geringe Veränderungen bei den Bodenkontaktzeiten in Abhängigkeit von der Fallhöhenvariation. Die hier beobachteten Werte sind sehr gut mit den Werten aus der Literatur für sprungtrainierte Athleten vergleichbar (z.B. bei VIITASALO et al. 1998; VELOSO et al. 1998), fallen sogar teilweise deutlich kürzer aus (z.B. gegenüber AVELA et al. 1996). Die anteiligen Bodenkontaktphasen während der Brems- und Beschleunigungsphase des DVZ zeigen eine hohe Sensibilität der Bremsphase auf die Veränderungen der Belastung (vgl. Abb. 4-11 a)). Die Betrachtung der Absolutwerte für die Zeiten der Bremsphase z.B. beim DJ40 mit  $84 \text{ ms} \pm 10$  sprechen dafür, dass durch diese nur sehr kurzen Zeitspannen nach WALSH et al. (1998) und CURTIN et al. (1974) eine große Möglichkeit der Übertragung der während dieser Phase gespeicherten elastischen Energie in die Beschleunigungsphase besteht. Damit kann eine Erhöhung der Effizienz der positiv dynamischen Bewegungsaktion erreicht werden. Während die Zeiten der Bremsphase sich nahezu linear mit der Belastung erhöhen, ist festzustellen, dass die Zeiten der Beschleunigungsphase zwischen DJ40 - DJ50 und DJ50 - DJ60 signifikante Phasenverlängerungen aufweisen. Dies entspricht wiederum dem Bereich der Belastungsvariation, in dem die Sättigung des Energieoutputs zu beobachten ist.

Die Beeinflussung der Bewegungsleistung durch die Sprungtechnik wurde von BOBBERT et al. (1987 a), BOBBERT (1990) herausgestellt. Dabei stellen die Autoren fest, dass Veränderungen in den mechanischen Leistungsmerkmalen sehr häufig durch Veränderungen in der Sprungtechnik erklärt werden können. Somit spielt die Betrachtung der Sprungtechnik bei der Betrachtung von

Belastungsauswirkungen eine wichtige Rolle. Die Veränderungen in den Leistungsmerkmalen können, so die Autoren, durch eine Änderung von einem „bouncing“ DJ in einen „countermovement“ DJ hervorgerufen werden. In diesem Zusammenhang spielen die belastungsbedingten Veränderungen der Gelenkwinkel eine wichtige Rolle. Dabei lassen sich anhand der graphischen Inspektion von Abb. 4-17 zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes vermehrte Plantarflexionsstellungen im Sprunggelenk der Probanden mit der Zunahme der Fallhöhen beobachten. Die Analyse der maximalen Gelenkwinkelstellungen zeigt bei diesem Gelenk, mit Ausnahme der ersten und letzten Belastungsstufe, signifikant größere Dorsalflexionswinkel. Die Absolutwerte sind dabei mit den verfügbaren Werten aus der Literatur von AVELA et al. (1996) bzw. FOWLER / LEES (1998) für den DJ vergleichbar. Eine Vergrößerung der Belastung durch die Fallhöhe geht somit mit einer stärkeren Winkelveränderung im Sprunggelenk einher. Aufgrund der Beobachtungen der Bewegungstechnik, und der Instruktion der Probanden zur Durchführung eines reaktiven und damit „bouncing“ DJ kann folgendes geschlossen werden: Die Gesamtlängenveränderungen des tendomuskulären Systems entsprechen in etwa den Längenänderungen von 6 - 8 % während der negativ dynamischen Bodenkontaktphase, die GOLLHOFER et al. (1992) und GOLLHOFER (1993) bei DJ's aus unterschiedlichen Höhen beobachtet haben. Daher kann gefolgert werden, dass ein großer Teil der Längenänderungen innerhalb der Grenzen des SRES liegen. Überschreitungen dieser Grenzen würden ein vermehrtes Lösen der Querbrücken bedeuten und damit Verringerungen bei der Kraftentwicklung und Energiespeicherung.

Entsprechende Betrachtungen beim Kniegelenk zeigen eine leichte Tendenz zu einer extendierteren Gelenkstellung mit Zunahme der Belastung. Die maximalen Beugewinkel im Kniegelenk (vgl. Abb. 4-18) zeigen ab der Stufe DJ30 signifikant größere Werte mit der Fallhöhenenerhöhung. Dies geht in die von BOBBERT et al. (1987 a) angesprochene Richtung der Durchführung eines „countermovement“ DJ's (CDJ). Allerdings sind hierfür die Kontaktzeiten noch deutlich zu kurz. Dennoch ist eine dahingehende Tendenz beobachtbar. Die dabei beobachteten Beugewinkel sind deutlich geringer wie die von FOWLER / LEES (1998) für den DJ gemessenen Winkel. Die Analyse der belastungsinduzierten Gelenkwinkelveränderungen zeigt, dass mit Zunahme der Belastung mit vermehrten Beugstellungen zu rechnen ist, wobei aber im Zusammenhang mit der Analyse der Bodenkontaktzeiten und der qualitativen Begutachtung der Sprünge durch den Versuchsleiter immer noch von reaktiven oder „bouncing“ DJ's gesprochen werden kann.

Die gemeinsame Betrachtung von Energiebeträgen und Bodenkontaktzeiten ermöglicht die Analyse der tatsächlich realisierten mittleren Leistung beim DVZ. Für die hier durchgeführten Untersuchungen wurde dazu die sog. Brems- und Beschleunigungsleistung durch die Division der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes durch die phasenspezifischen Bodenkontaktzeiten ermittelt. Anhand dieses so gewonnenen Parameters ist eine quantitative Analyse der Leistungsfähigkeit während der Brems- und der Beschleunigungsphase möglich. Diese zeigt (vgl. Abb. 4-12 a)) eine lineare und signifikante Zunahme der Werte mit der Erhöhung der Belastung, was auch anhand der bedingungsnormalisierten Auswertung der Bremsleistungswerte in Abb. 4-13 a) beobachtbar ist. Diese Tendenz ist unbeeinflusst bis zu der maximal getesteten Fallhöhe von 0,7 m. Demgegenüber zeigt die Betrachtung der mittleren Leistung in der Beschleunigungsphase, dass hier nur geringfügige Änderungen festzustellen sind. Die bedingungsnormalisierte Auswertung



(prozentuale Werte) dieser Beschleunigungsleistung zeigt zwar eine Tendenz zu einer Optimumsfunktion, was aber nicht durch Signifikanzen bestätigt werden kann. Somit ist die Frage nach einem Leistungsoptimum auf dieser Basis nicht ausreichend zu beantworten. Höhere Werte in der negativ dynamischen Phase haben daher nur eine geringe Auswirkung auf die positiv dynamische Bewegungsphase, was auch anhand der Korrelations- und Regressionsanalyse in Abb. 4-14 c) festgestellt werden kann. Der hier berechnete Gradient für die Regressionsgerade zwischen der Brems- und Beschleunigungsleistung mit  $a = 0,194$  bestätigt diese Feststellung. Dies bedeutet, dass die Fähigkeit zur Leistungserbringung in der positiv dynamischen Phase (Beschleunigungsphase) beim DVZ als limitiert angesehen werden kann (vgl. ZATSIORSKY 1997; VOIGT et al. 1995) und durch eine tendenzielle Optimumsfunktion beschreibbar ist.

Limitierende Einflussgrößen können dabei neben den bereits betrachteten mechanischen Parametern auch in den neuromuskulären Parametern gefunden werden. In diesem Zusammenhang stellten z. B. SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982), AVELA et al. (1996) und NEUBERT (1999) fest, dass mit zunehmenden Niedersprunghöhen auch die Dauer und der Betrag der Voraktivierung der Unterschenkelmuskulatur ansteigt. Ergänzend hierzu können die Beobachtungen von GOLLHOFER (1987) und SANTELLO / McDONAGH (1998) angesehen werden, die bei Niedersprüngen mit Zunahme der Fallhöhen eine Erhöhung der Amplitude der Reflexaktivierung bis zu einer Optimumsfunktion feststellen konnten. Die muskuläre Voraktivierung und die Reflexaktivität können somit als entscheidende Parameter für die Vorbereitung des Muskels gegenüber hohen Impulskräften und für die Speicherung der elastischen Energie im Hinblick auf die nachfolgende Abdruckphase angesehen werden (KYRÖLÄINEN et al. 1989). Die hierzu durchgeführte qualitative Inspektion der gemittelten Datenfiles lässt bei dieser Betrachtung keine markanten Unterschiede zwischen den EMG Kurven der DJ20 und DJ60 Bedingung in Abb. 4-2 erkennen. Lediglich eine leichte Tendenz zur stärkeren Segmentierung der EMG's zeichnet sich bei den Kniegelenksextensoren ab. Die quantitative Überblicksanalyse anhand der Tab. 4-1 zeigt auf, dass sich beim DJ während der funktionellen Phasen der Voraktivierung, Reflexaktivität und späten EMG Antworten (PRE, RIA, LER) keine signifikanten Änderungen bei den betrachteten Muskeln darstellen lassen. Die belastungsbezogene Einzelanalyse des eingelenkigen Plantarflexionsmuskels M. soleus deutet bei den Absolut- wie auch bei den bedingungsnormalisierten Werten auf nur ganz geringe Veränderungen während der PRE und RIA Phase hin, was in Übereinstimmung mit den bei VELOSO et al. (1998), NEUBERT (1999) und GOLLHOFER (1987) gefundenen Ergebnissen ist. Zudem kann festgestellt werden, dass die in der RIA Phase beobachtbaren Absolutwerte des IEMG's im Vergleich zur PRE Phase nahezu dreifach so große Beträge annehmen. Dies ist in Übereinstimmung mit den bei VIITASALO et al. (1998) beobachtbaren Werten für die trainierten Weit- und Dreispringer und den bei DUNCAN / McDONAGH (2000) hervorgerufenen Veränderungen zu sehen. Die insgesamt bei diesem Muskel zu beobachtenden nur geringen Veränderungen bei der Vor- und Reflexaktivierung deuten damit auf eine anhand der Voraktivierung optimal eingestellte Spannungsstärke hin, die ausreicht, um die Reflexaktivität entsprechend zu optimieren (GREGORY et al. 1998). Weitere Erhöhungen in der Voraktivierungsstärke würden nach den Ergebnissen dieser Autoren zu keinen weiteren Steigerungen in der Reflexaktivität mehr führen. Im Falle der hier untersuchten Probanden kann damit gefolgert werden, dass diese über ein Bewegungsprogramm zur Einstellung der muskulären Voraktivität (DIETZ

1979; MELVILL JONES / WATT 1971 b) verfügen, welches durch die langjährige Sprungerfahrung die neuronale Aktivierung unabhängig von der Belastung auf einen optimalen Wert einstellt (WITTEKOPF et al. 1991; SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982). Die dadurch hervorgerufene Reflexaktivität ist somit nach den Darstellungen im Forschungsstand nur noch durch die Veränderung der Gelenkwinkelposition zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes (WEISS et al. 1986) und der Dehnungsgeschwindigkeit in dem betrachteten Muskel zu erhöhen (KOMI / GOLLHOFER 1997; NICOL / KOMI 1999; KOMI 2000).

Die betrachteten Gelenkwinkelgeschwindigkeiten im Sprunggelenk (vgl. Abb. 4-20 a)) steigen dabei bis zu der Fallhöhe 0,4 m an, verändern sich aber nicht weiter signifikant, was auch durch die Analyse der bedingungsnormalisierten Werte bestätigt werden kann. Insofern wären bis zu dieser Belastungssteigerung Erhöhungen bei der Reflexaktivität zu erwarten. Dies kann anhand der dargestellten Ergebnisse in Abb. 4-23 beim M. soleus aber nicht bestätigt werden. Ebenso machen sich die in Abb. 4-17 beobachtbaren Veränderungen der Fußposition bzw. Gelenkwinkelstellung nicht bei der Reflexaktivität des M. soleus bemerkbar. Betrachtet man dahingegen die belastungsbedingten Veränderungen in der PRE und RIA Phase des zweigelenkigen M. gastrocnemius, so lassen sich zwar nur geringe Veränderungen in der PRE Phase dieses Muskels analog zu den beim M. soleus beobachtbaren Veränderungen aufzeigen, wohingegen in der RIA Phase deutlichere Veränderungen festzustellen sind. Hier zeigt der M. gastrocnemius eine stetige Zunahme des Aktivierungsniveaus bis zur Bedingung DJ50, und daran anschließend eine leichte Reduktion. Dies ist mit den bei AVELA et al. (1996) gefundenen Werten und Veränderungen vergleichbar. Die Erhöhungen der Reflexaktivität können durch die Erhöhung der Dehnungsgeschwindigkeit des Muskels und die Vergrößerung der Plantarflexionsstellung zu Beginn der Dehnung erklärt werden. Die sich ab einer bestimmten Höhe bemerkbar machenden Reduktionen in der Reflexaktivität könnten eine Überlastung des muskulären Systems ab dieser Fallhöhe bedeuten, wodurch inhibitorische Effekte z. B. des Golgi Sehnenorgans verursacht würden. Dies könnte für die reduzierte Reflexaktivität durch Verringerung des efferenten Einstroms verantwortlich gemacht werden (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982; GOLLHOFER 1987; NEUBERT 1999). Zudem kann angenommen werden, dass aufgrund der sich nicht weiter veränderten Gelenkwinkelgeschwindigkeiten keine weiteren Steigerungen in der Reflexaktivität mehr erwartet werden können.

Betrachtet man die Kniegelenksmuskulatur in Form des eingelenkigen M. vastus medialis und des zweigelenkigen M. rectus femoris, so lassen sich bei beiden Muskeln geringfügige Erhöhungen in der Voraktivierung beobachten, wobei diese Veränderungen mit Ausnahme der ersten Belastungsstufe nicht signifikant sind. Diese nur geringen Veränderungen gehen mit einem leichten Anstieg des Aktivierungsniveaus in der RIA Phase einher und stimmen mit den Beobachtungen bei GOLLHOFER (1987), VELOSO et al. (1998) und AVELA et al. (1996) überein. Allerdings sind auch hier die meisten Veränderungen nur marginal und statistisch nicht signifikant. Dennoch können diese als Ausdruck der Veränderungen in der Winkelgeschwindigkeit des Kniegelenks gesehen werden, die sich von 0,3m bis zu einer Fallhöhe von 0,6 m signifikant erhöht (vgl. Abb. 4-20 b) und Abb. 4-21 b)). Alle in der PRE und RIA betrachteten Kniegelenkextensionsmuskeln und der M. gastrocnemius zeigen bei der qualitativen Analyse der Aktivierungsmuster mit Zunahme der Belastung eine Tendenz zur vermehrten Segmentierung des EMG's. Nach KYRÖLÄINEN et al. (1991) drückt eine geringere Segmentierung

des EMG's eine Trainingsverbesserung durch ein Training im SSC aus. Somit müssten hier Verschlechterungen in der Leistungsfähigkeit mit zunehmender Belastung schon ab den niedrigen Stufen zu beobachten sein. Da eine Verringerung des Leistungsoutputs in Form der Energiebeträge aber erst ab den Stufen DJ 50 bzw. DJ60 zu beobachten ist, wird angenommen, dass die vermehrte Segmentierung im EMG durch eine verbesserte Synchronisation der neuronalen Aktivierung zustande kommt. Zusätzliche Verbesserungen sind zwar nicht in der absoluten Höhe des IEMG's während dieser funktionellen Phasen bemerkbar, äußern sich aber eher durch eine Aktivierung in „bursts“, wodurch die Tendenz zu einzelnen Aktivierungsspitzen entsteht (vgl. ENOKA 1997; MILNER-BROWN et al. 1975; MORITANI 1994).

Die LER Phase stellt den Zeitabschnitt während der Bodenkontaktzeit dar, in dem angenommen wird, dass hier die Reflexbeiträge durch willkürliche Aktivierungsbeiträge beeinflusst (MARSDEN et al. 1978; 1978 b) und damit auch die mechanischen Parameter beim DVZ bewusst modifiziert werden können (LEE / TATTON 1978). Betrachtet man diese Phase bei der weiteren quantitativen Analyse der IEMG Werte, so kann man bei den betrachteten Muskeln auch nur tendenzielle Veränderungen herausstellen. Beim M. soleus kommt es während dieser Phase zu einer sichtbaren und anhand der bedingungsnormalisierten Werte feststellbaren teilweise signifikanten Erhöhung im IEMG bis zur Bedingung DJ50. Ähnliche Tendenzen sind beim M. gastrocnemius festzustellen. Die Absolutwerte liegen aber bei beiden betrachteten Muskeln deutlich unter den Werten, die während der zeitnormierten RIA Phase beobachtet wurden. Beim M. vastus medialis zeigen sich ähnliche Veränderungen anhand von anfänglichen leichten Steigerungen in Verbindung mit der Belastungserhöhung und nachfolgenden leichten Verringerungen ab der Bedingung DJ60. Lediglich die Betrachtung des M. rectus femoris weist eine mit Ausnahme der ersten Belastungsstufe ständige Tendenz zur Aktivitätserhöhung auf, die aber auf keiner Stufe signifikant ist. Die hier beobachteten Veränderungen in den IEMG Werten während des Bodenkontaktes sprechen für eine Tendenz, Erhöhungen in der einwirkenden Belastung vorrangig durch Veränderungen in der RIA und LER Phase zu kompensieren.

Zusammenfassend kann folgendes Modell für die Anpassungsmechanismen an Veränderungen der Belastung durch Erhöhungen der Niedersprunghöhen entwickelt werden:

Fallhöhenenerhöhungen sorgen beim DJ nur für geringe Erhöhungen des Energieoutputs in der positiv dynamischen Phase. Ab einem bestimmten Belastungsniveau kommt es zu keinen weiteren Steigerungen mehr bei diesem Energieoutput. Parallel hierzu sind aber bei der mittleren Beschleunigungsleistung nur ganz geringfügige Veränderungen zu beobachten. Daher sind die Erhöhungen des Energieoutputs durch leichte Erhöhungen der muskulären Aktivität während der Reflexphase vor allem im M. gastrocnemius zu erklären. Die hierdurch vergrößerte SRES und die damit in Zusammenhang stehende verbesserte Speicherungsmöglichkeit von Energie kann somit zu den geringfügigen Veränderungen im Energieoutput beitragen. Zusätzlich können die Erhöhungen im Energieoutput noch mit den Erkenntnissen von EDMANN (1999) in Zusammenhang gebracht werden, der festgestellt hat, dass die Kraft, die benötigt wird, um eine Querbrückenbindung zu zerreißen, mit der Dehnungsgeschwindigkeit bis zu einem Optimum zunimmt (vgl. auch EDMAN et al. 1978 und TAKARADA et al. 1997), was auch unter dem Aspekt der Potenzierung des kontraktiven Materials verstanden werden kann (vgl. HUIJING 1994; VAN INGEN SCHENAU et al. 1997). Es kann somit

gefolgert werden, dass die höheren Werte des Kraftanstiegs neben den neuronalen Einflussfaktoren auch durch diese Potenzierung des kontraktiven Materials zustande kommen und es bei den höheren Belastungsanforderungen zu einem Lösen der Querbrückenbindungen zwischen Aktin und Myosin und damit zu einer Verringerung der SRES kommt. Diese Verringerungen können dann nur dadurch kompensiert werden, dass in der Phase der willkürlichen Aktivierungsbeiträge (LER) der mit vorrangig ST-Fasern besetzte M. soleus und der M. gastrocnemius vermehrt aktiviert werden, wobei der M. soleus eine geringere Zuckungsrate im Vergleich zum M. gastrocnemius aufweist und daher die unterschiedliche Segmentierung der EMG Muster erklärbar sind (vgl. HERING 2000). Erhöhungen im Energieoutput können aufgrund der dargestellten Mechanismen und der nahezu unveränderten Beschleunigungsleistung teilweise durch die längeren Bodenkontaktzeiten erklärt werden, da hierdurch das neuromuskuläre System vermehrt in der Lage ist, Arbeit zu verrichten und Energie durch willkürliche Aktivierungsbeiträge bereitzustellen. Eine weitere Möglichkeit der Erhöhung des Energieoutputs ist in der Vergrößerung der Bewegungsamplituden der betrachteten Gelenke zu sehen, wobei durch den längeren anschließenden Beschleunigungsweg mehr Energie generiert werden kann.

### **5.3 Auswirkungen der Belastungsvariation beim SJS**

Die Variationen der Belastungseinwirkung, wie sie in Tab. 5-1 dargestellt sind, führen bei einer ersten qualitativen Analyse anhand der Abb. 4-1 zu der Erkenntnis, dass diese Veränderungen vorrangig im Bereich der Veränderungen der Gelenkwinkel und der Einflussparameter der Bodenreaktionskraft zu finden sein müssen. Dabei müssen auch die Auswirkungen auf das neuromuskuläre Aktivierungsniveau der Fuß- und Kniegelenksexensionsmuskulatur in die Analyse der Veränderungen mit einbezogen werden. Insgesamt lässt sich bei der qualitativen Analyse der Bodenreaktionskraft ein steilerer Anstieg der Kraftkurve beobachten. Die Dauer der Bodenkontaktzeit verlängert sich deutlich zwischen den Bedingungen SJS20 und SJS60. Ebenso sind bei der Betrachtung der Winkel im Sprung- und Kniegelenk Vergrößerungen der Bewegungsamplitude in der negativ dynamischen Bewegungsphase zu beobachten, die bei beiden Gelenken durch eine etwas gestrecktere Position zu Beginn des Bodenkontaktes ermöglicht werden. Bei den EMG- Mustern des M. soleus und des M. gastrocnemius zeichnen sich isolierte Aktivierungsmuster während der ersten 120 ms nach dem Bodenkontakt ab. Die Kniegelenksexensionsmuskulatur deutet auf insgesamt zu betrachtende Erhöhungen in ihren EMG Amplituden hin.

Die quantitative Analyse der Belastungsauswirkungen zeigt beim „Bruttokriterium“ Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes eine Zunahme des Energieoutputs, die bis zu der Belastungsstufe SJS50 signifikant ist (vgl. Abb. 4-6 b) und Abb. 4-8). Bei den weiteren Belastungsstufen kommt es zu keinen zusätzlichen Steigerungen im Energieoutput mehr (vgl. Abb. 4-8). Die insgesamt erhaltenen Beträge für den Output an Energie stimmen mit den von KYRÖLÄINEN et al. (1990) beim Schlittensprungsystem beobachteten Werten überein, so dass eine Vergleichbarkeit der verwendeten und in der Literatur dargestellten Schlittensprungsysteme von dieser Seite gewährleistet ist. Wird analog zu den Ausführungen beim Drop Jump eine Korrelations- und

Regressionsanalyse durchgeführt, so kann hinsichtlich des Energietransfers (vgl. Abb. 4-9 d)) festgestellt werden, dass mit einem Gradienten der daraus entstandenen Regressionsgleichung von  $a = 0,6435$  ein Wert ermittelt wurde, der immer noch unter 1 liegt. Dies deutet darauf hin, dass hier die Zunahme der Belastung durch Erhöhung der einwirkenden Energie nicht im selben Maße den Energieoutput erhöht, was analog zu den Betrachtungen beim DJ und zu den Erkenntnissen aus der Literatur ist (vgl. ZATSIORSKY 1997, VOIGT et al. 1995, WALSH / WILSON 1997).

Dennoch könnten die beobachtbaren Erhöhungen im Energieoutput mit dem Mechanismus der Energiespeicherung und Wiederfreisetzung erklärt werden. Dazu ist es notwendig, die Faktoren, welche die SRES und damit die Grundvoraussetzung für die Energiespeicherung darstellen, zu analysieren. Die SRES lässt sich am ehesten anhand der Bodenreaktionskräfte visualisieren, da ein steiferer Muskel- Sehnen Komplex der einwirkenden Belastung in Form der kinetischen Energie mehr Widerstand entgegenbringen kann und somit zu größeren Bodenreaktionskräften führt. Dabei muss allerdings gewährleistet sein, dass die Probanden nicht mit dem Fersen auf dem Boden durchschlagen (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1982; BOBBERT 1990)), was dann zu hohen initialen Kraftspitzen und somit zu einer Verfälschung der Werte führen würde. Dies war aber von vornherein durch die Analyse des Versuchsleiters während der Versuchsdurchführung durch die Zurückweisung eines solchen fehlerhaft durchgeführten Versuches gegeben.

Die Analyse der Bodenreaktionskräfte ( $F_{z \max}$  in Abb. 4-15 b)) zeigt nur sehr geringe Veränderungen mit der Erhöhung der Belastung. Diese sind alle mit Ausnahme der ersten Belastungsstufe nicht signifikant. Somit kann gefolgert werden, dass die Belastungsänderungen keine Auswirkung auf die maximalen Bodenreaktionskräfte beim SJS hatten. Die Werte für die maximalen Bodenreaktionskräfte sind mit denen von ZAMPARO et al. (1997) und TRZASKOMA et al. (1989) vergleichbar, aber deutlich höher als die beim Schlittensystem von AVELA et al. (1996). Die Analyse der Werte für den Kraftanstieg in den ersten 30 ms nach dem Bodenkontakt (vgl. Abb. 4-16 a)) zeigt dahingegen deutliche belastungsbedingte Zunahmen bei diesem Parameter, die bis zur Bedingung SJS60 signifikant sind. Anhand dieses Parameters könnte gefolgert werden, dass die erhöhten Werte im Energieoutput durch die Zunahme im Kraftanstiegsverhalten erklärbar sind und somit zur Erhöhung der Energiespeicherung und Utilisation in der positiv dynamischen Bewegungsphase beiträgt. Die Speicherung und Übertragung der Energie ist aber, wie bereit dargestellt, nur dann möglich, wenn der Übergang von der negativ dynamischen in die positiv dynamische Phase der Gesamtbewegung in einer möglichst kurzen Zeit erfolgt (FRICK 1993). Die dahingehende Analyse der Bodenkontaktzeiten in Abb. 4-10 zeigt analog zu den Beobachtungen beim Drop Jump nur geringe Veränderungen bei den Bodenkontaktzeiten in Abhängigkeit von der Fallhöhenvariation. Die Mittelwerte beim SJS liegen bei  $479 \text{ ms} \pm 106$  und sind sehr gut mit den in der Literatur dargestellten Werten für die Schlitten- und Pendelsysteme vergleichbar (KYRÖLÄINEN 1995; AVELA et al. 1996; ELORANTA 1997 und TRZASKOMA et al. 1989). Entsprechend dieser Ergebnisse ist es sehr wahrscheinlich, dass durch die langen Bodenkontaktzeiten beim SJS und der geringen Querbrückenbindungszeiten nicht von einer Energiespeicherung während der Bremsphase und Übertragung in die Beschleunigungsphase ausgegangen werden kann. Betrachtet man die anteiligen Zeitintervalle für die Brems- und Beschleunigungsphase (Abb. 4-11 b)), so kann dies bestätigt werden. Die beim SJS40 für die Bremsphase angegebenen  $211 \text{ ms} \pm 52$  indizieren, dass die hierbei beobachteten Kontaktzeiten

eindeutig zu lang sind, um eine Nutzung von elastischer Energie in der Beschleunigungsphase überhaupt annehmen zu können (CURTIN et al. 1974; STIENEN et al. 1978; KOMI / GOLLHOFER 1997; WALSHE et al. 1998; u. a.). Dennoch ist bei der Betrachtung der belastungsbedingten Veränderungen der gesamten Bodenkontaktzeiten festzustellen, dass diese sich nur bei den Stufen SJS30 - SJS40 und SJS60 - SJS70 signifikant erhöhen. Auf den übrigen betrachteten Belastungsstufen bleiben diese Werte nahezu konstant (vgl. Abb. 4-11 b)). Hier zeigen sich somit keine weiteren belastungsbedingten Veränderungen, welche für weitere belastungsbedingten Auswirkungen z.B. beim Energieoutput verantwortlich gemacht werden könnten.

Eine weitere Analyse der Veränderungen bei den Gelenkwinkeln zeigt bei der Betrachtung des Sprunggelenks zunehmende maximale Dorsalflexionswinkel mit ansteigender Belastung (vgl. Abb. 4-17). Zwischen der SJS10 und der SJS60 Bedingung liegen die Unterschiede bei  $\sim 10^\circ$ . Berücksichtigt man zudem noch die Veränderung der Gelenkposition zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes, so erhöht sich die Bewegungsamplitude in diesem Gelenk belastungsbedingt um ca.  $12 - 15^\circ$ . Die erhaltenen Absolutwerte für die Gelenkpositionen sind dabei sehr gut mit den Werten für die Sprungsysteme aus der Literatur vergleichbar (FOWLER / LEES 1998; RODACKI / FOWLER 2001; RODACKI et al. 2001; AVELA et al. 1996). Somit ist von einer zunehmenden Beugung im Sprunggelenk mit der Zunahme der Belastung auszugehen. Betrachtet man ergänzend hierzu die Veränderungen im Kniegelenk, so sind auch hier vergleichbare Auswirkungen der Belastungserhöhung zu beobachten. Die Veränderung der maximalen Flexionswinkel im Kniegelenk liegen hier bei Werten um  $16 - 20^\circ$  bei Berücksichtigung der anfänglichen vermehrten Kniegelenksstreckung zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes. Im Vergleich zum Pendelsystem von FOWLER / LEES (1998) u.a. fallen die beobachteten maximalen Beugewinkel im Kniegelenk deutlich geringer aus. Dies kann mit den Beobachtungen von ELORANTA (1997) in Zusammenhang gebracht werden, der festgestellt hat, dass eine vermehrt sitzende Position (Hüftwinkel  $105^\circ$  im Vergleich zu  $165^\circ$ ) zu einer deutlich stärkeren Kniegelenksbeugung geführt hat. Somit kann für die Schlitten- und Pendelsysteme, die in der Literatur ihre Anwendung gefunden haben, festgestellt werden, dass diese durch die vermehrt sitzende Position größere Beugewinkel im Kniegelenk und damit auch größere Bewegungsamplituden während der Bodenkontaktphase verursacht haben. Insgesamt betrachtet bewirken die Vergrößerungen in den Gelenkwinkeln in Abhängigkeit von der Belastung somit einen Effekt der vom eher „bouncing“ ausgeführten Sprung in Richtung „countermovement“ Sprung führt (BOBBERT et al. 1987 a; BOBBERT 1990). Dies beeinflusst natürlich auch die SRES, da solch große Gelenkwinkelveränderungen nicht mehr nur anhand der Längenänderungen in den serienelastischen Komponenten erklärt werden können und somit die maximalen Längenänderungen, die mit einer SRES einhergehen, deutlich überschritten werden (GOLLHOFER 1993; RACK / WESTBURY 1974; HUFSCHMIDT / SCHWALLER 1987).

Dieser Effekt müsste sich auch in der Generierung der mittleren Leistung während der Brems- und Beschleunigungsphase bemerkbar machen. Dabei zeigt es sich, dass die mittlere Leistung während der Bremsphase mit zunehmender Belastung ansteigt, dieser Effekt aber analog zu den Beobachtungen beim DJ in der Beschleunigungsphase nur sehr gering bzw. überhaupt nicht beobachtbar ist (vgl. Abb. 4-12). Hier kann der bereits beim DJ beobachtbare Sättigungseffekt in der Beschleunigungsleistung anhand der bedingungsnormalisierten Werte in Abb. 4-13 nachgewiesen

werden. Dies deutet, wie auch schon beim DJ beobachtet, auf eine Leistungslimitierung in der positiv dynamischen Bewegungsphase bei der Ausführung von Bewegungen im DVZ hin. Die Analyse der neurophysiologischen Parameter soll hierüber weitere Auskunft geben bzw. mögliche Ursachen herausstellen.

Die Überblicksanalyse bezüglich der belastungsbedingten Veränderungen der neuromuskulären Aktivierungscharakteristika in Tab. 4-1 zeigt tendenzielle Zunahmen der IEMG Werte der Kniegelenksexensoren in der PRE Phase. Die Unterschenkelmuskulatur zeigt hierbei nur geringfügige Veränderungen. Während der RIA Phase sind nur tendenzielle Veränderungen in Form von höheren IEMG Werten beim M. rectus femoris und M. vastus lateralis zu beobachten. Dies setzt sich auch in der LER Phase bei diesen Muskeln fort. Betrachtet man die Einzelanalysen der Mm. soleus, gastrocnemius, vastus medialis und rectus femoris, so lassen sich anhand der Beispiel-EMG's deutliche Vergleiche mit den in der Literatur zur Verfügung stehenden Aktivierungsmustern herstellen. So stellen KYRÖLAINEN et al. (1990) den Vergleich von Schlittensprüngen aus zwei unterschiedlichen Fallhöhen dar. Dieser Vergleich ist in der nachfolgenden Abbildung aufgezeigt.

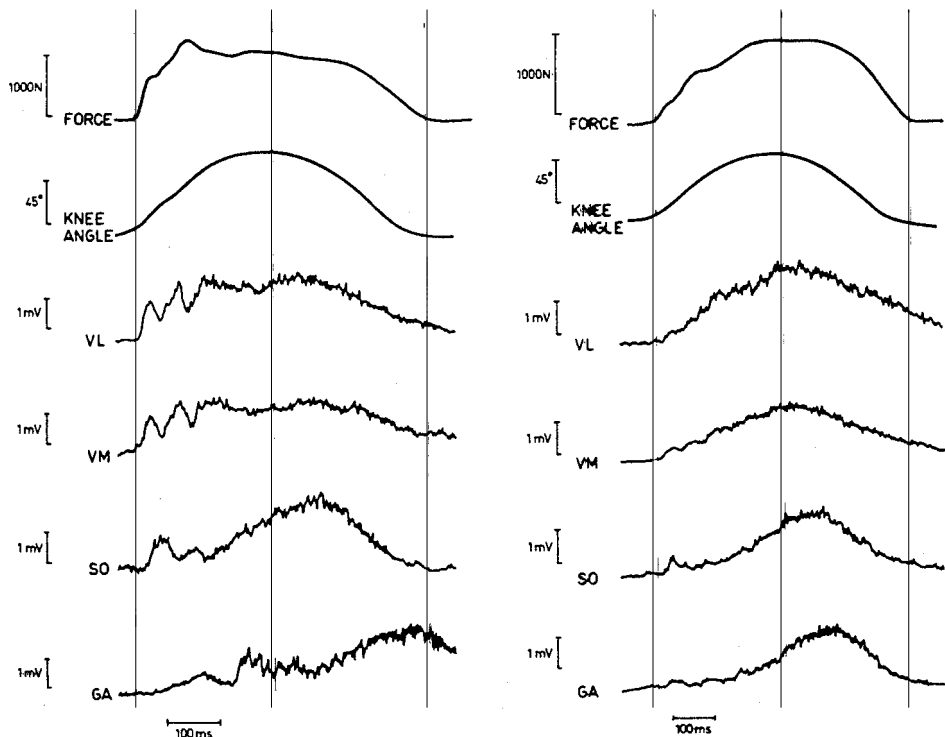


Abb. 5-1: Gemittelte (über alle Probanden) Kraft-, Kniegelenkwinkel und EMG Kurven des M. vastus lateralis (VL), M. vastus medialis (VM), M. soleus (SO) und M. gastrocnemius (GA) während Sprüngen auf dem Schlittensystem. Der erste Block zeigt die Ergebnisse für Fallhöhen aus 80 cm und anschließenden konzentrischen Sprungleistungen von 60% und der zweite Ergebnisblock zeigt die Daten von Fallhöhen aus 20 cm und anschließenden konzentrischen Sprungleistungen von 90%. (Aus: KYRÖLAINEN et al. 1990).

Ähnliche Kurven lassen sich bei der Untersuchung von Ausdauer- und Kraftsportlern feststellen, die von KYRÖLAINEN (1995) auf Unterschiede hinsichtlich ihrer Leistungsfähigkeit beim DVZ überprüft wurden. Die gemittelten EMG Kurven zeigen keinerlei oder nur sehr geringe Voraktivierungswerte. Dies entspricht auch den Beobachtungen in den Abbildungen 4-23 bis 4-26 und induziert, dass hier

ein Hauptmerkmal von effizienten DVZ, die effektive Voraktivierung der Muskulatur, nur unzureichend vorhanden ist. Die Veränderungen der IEMG Werte deuten sogar bei M. soleus auf eine Reduktion des Aktivierungsniveaus mit ansteigenden Belastungen hin. Lediglich beim M. rectus femoris zeigen sich geringe Erhöhungen. Aufgrund der geringen Voraktivität ergibt es sich, dass bei den Mm. soleus und gastrocnemius in der anschließenden Reflexphase die Reflexbeiträge nahezu isoliert und ohne direkte Einbindung in eine bereits vorhandene muskuläre Aktivierung in Erscheinung treten (vgl. Abb. 4-23; 4-24 und 5-1). Dies bedeutet, dass die durch die Erhöhung der Belastung verursachten höheren Dehnungsgeschwindigkeiten im Sprunggelenk (vgl. Abb. 4-20 a) und 4-21 a)) zwar zu größeren Aktivierungsreizen führen müssten (KOMI / GOLLHOFER 1997; NICOL / KOMI 1999; KOMI 2000), dies aber aufgrund der nur geringen Voraktivierung nicht zum Tragen kommt (vgl. GREGORY 1989). Im weiteren Verlauf des Bodenkontaktes ist festzustellen, dass die Hauptaktivität der muskulären Aktivierung in der LER Phase abläuft. Dies zeigt sich daran, dass hier die Werte bei allen einzeln analysierten Muskeln mit Ausnahme des M. rectus femoris die höchsten gemittelten IEMG Werte in der Phase der willentlichen Aktivierung haben. Dieser Sachverhalt kann anhand der gemittelten und zeitnormalisierten EMG Kurven des M. gastrocnemius und M. vastus medialis aus der Untersuchung von RODACKI / FOWLER (2001) bestätigt werden (vgl. Abb. 5-2 ).

Allerdings verändert sich der Grad der Aktivierung in dieser Phase nicht signifikant, so dass davon ausgegangen werden kann, dass die Erhöhungen des Energieoutputs beim SJS mit Belastungserhöhungen nicht durch willkürliche Aktivierungsbeiträge verursacht werden können. Die Erhöhungen des Energieoutputs können somit teilweise auf die tendenziellen neuromuskulären Aktivierungserhöhungen des M. rectus femoris und vermutlich auch der Mm. vastus medialis und lateralis während der RIA Phase zurückzuführen sein, welche auch durch die Erhöhungen der Dehnungsgeschwindigkeiten im Kniegelenk hervorgerufen werden können (vgl. 4-20 b)). Mit dem nicht weiter beobachtbaren Anstieg dieser Geschwindigkeitswerte ab SJS50 wird dann auch das Limit beim Energieoutput erreicht. Als weiterer Beitrag zum Energieoutput können, analog zu den Veränderungen beim DJ, die Veränderungen in den Gelenkwinkeln angesehen werden. Die hierbei zu beobachtenden Vergrößerungen lassen auf mehr Weg schließen welcher die Leistung von mehr Arbeit ermöglicht.



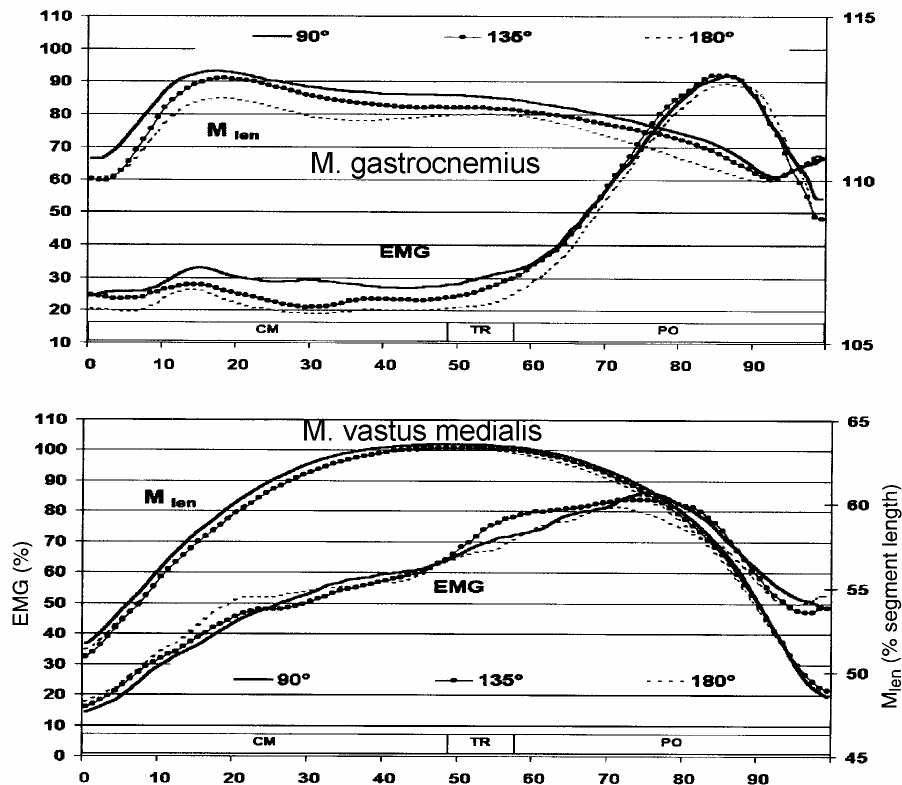


Abb. 5–2: Gemittelte Kurven der Muskelaktivität (EMG) und der Länge des M. gastrocnemius und des M. vastus medialis bei Pendelsprüngen mit Hüftgelenksbeugungen von 90°, 135° und 180°. Die x- Achse bezeichnet die normalisierte Phasendauer. CM = countermovement, TR = transition, PO = push-off Phase. (Aus: RODACKI / FOWLER 2001).

#### 5.4 Auswirkungen der Systemvariation

Die offensichtlichsten Auswirkungen durch die Belastungsvariation in diesem Projekt sind nicht durch die Höhenvariationen verursacht worden, sondern waren beim Vergleich der Sprungsysteme zu beobachten. Trotz der Versuche, die Belastung über die Fallhöhenvorgabe und das „energy matching“ zwischen den Systemen vergleichbar zu machen, ergaben sich beim Ausmaß der Auswirkungen auf die Belastungen sehr große Differenzen. Aufgrund der Notwendigkeit zur Vergleichbarkeit der Sprungsysteme wurde in dieser Arbeit auf die Bestimmung der Sprunghöhen als Leistungsoutput verzichtet. Diese können aber sehr gut anhand des Energieoutputs charakterisiert werden, da die Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes mit der Energie zum Zeitpunkt der höchsten Sprunghöhe vergleichbar ist. Die beobachtbaren Unterschiede beim Energieoutput (vgl. Abb. 4–6 b)) zwischen den Sprungsystemen äußern sich in nahezu doppelt bis dreifach so großen Energiebeträgen am Ende der Bodenkontaktzeit beim SJS. Dies bedeutet bei direkter Berücksichtigung der Energiebeträge, dass unter der Annahme des „energy matching“ und damit der Vergleichbarkeit der energetischen Belastungseinwirkung bei den beiden Sprungsystemen die dabei hervorgerufenen nur geringen Veränderungen beim Energieoutput (~ 30% beim SJS und ~ 15 % beim DJ) nicht ausreichend erklärt werden können. Betrachtet man die bedingungsnormalisierten Beträge der Energie in Abb. 4-8, so zeigt sich dort ein nahezu gleiches Verhalten in Abhängigkeit von der

Belastungseinwirkung. Dabei kommt es auf den hohen Belastungsstufen zu keinen weiteren Anstiegen im Energieoutput mehr, beim DJ sind sogar tendenzielle Verringerungen zu beobachten. Dies unterstützt an beiden Sprungsystemen die Feststellung von ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974) nach einem Optimum im Leistungsoutput, wenngleich der Bereich des Optimums sehr breit ist. Der korrelations- und regressionsanalytische Vergleich der beiden Sprungsysteme zeigt die beobachtbaren Unterschiede zwischen den Sprungsystemen noch einmal auf. Während die Belastungssteigerungen beim DJ und SJS anhand eines Gradienten von  $a = 0,871$  nahezu gleiche Belastungsverhältnisse zwischen den Sprungsystemen andeuten (Abb. 4-9 a)), ist beim Vergleich des Energieoutputs festzustellen, dass die Probanden zwar in der Lage waren beim SJS unterschiedlich hohe Energiebeträge in Abhängigkeit von der Belastung zu generieren, dies aber beim DJ nicht zu beobachten war. Der Gradient von  $a = 0,331$  bestätigt dies. Betrachtet man die Gradienten des Energietransfers, so zeigt es sich, dass dieser beim SJS im Vergleich zum DJ aber deutlich größer ausfällt. Die zusätzlich zu beobachtenden höheren Absolutwerte des Energieoutputs und der höhere Gradient beim Energietransfer legen nahe, beim SJS eine größere Effizienz bei der Speicherung und Freisetzung von Energie anzunehmen. Dies kann aber als nicht sehr wahrscheinlich angesehen werden, da diese Utilisation von Energie z.B. durch die initialen Kraftwerte beim Bodenkontakt (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997 b) und die Bodenkontaktzeiten determiniert wird.

Die Darstellungen lassen darauf schließen, dass bei den verschiedenen Sprungsystemen unterschiedliche Mechanismen zur Generierung des Energieoutputs herangezogen werden. Betrachtet man hierzu die phasenbezogenen mittleren Leistungen, so wird deutlich, dass beim DJ während der Bremsphase eindeutig höhere mittlere Leistungswerte erbracht werden im Vergleich zum SJS (vgl. Abb. 4-12). Dahingegen ist der Leistungsoutput, dargestellt in Abb. 4-12 b), nur geringfügig größer im Vergleich zum SJS. Dies bedeutet also, dass beim DJ eine deutliche Erhöhung der Leistung während der Bremsphase nicht mit einer Leistungserhöhung in der Beschleunigungsphase einhergeht. Somit kann angenommen werden, dass die Fähigkeit des kontraktiven Apparates zur Generierung von Arbeit limitiert ist (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997 b) und auch durch die Besonderheiten der Bewegungsaktion im DVZ nicht erhöht werden kann. Dennoch ist herauszustellen, dass bei der Betrachtung der Gesamtleistung über die Bodenkontaktzeit eine deutlich höhere Leistungsfähigkeit beim DJ festgestellt werden kann. Daher muss angenommen werden, dass die Mechanismen für die Bewegungssteuerung, die beim DJ vorzufinden sind, im Vergleich zum SJS deutlich effektiver sein müssen.

Zur Klärung der unterschiedlichen Mechanismen können die Bodenreaktionskräfte Aussagen über die Stiffness der unteren Extremitäten gemacht werden. Zudem stellt die Analyse des Kraftanstiegsverhaltens eine Möglichkeit dar, über die auf die Ausprägung der SRES zurückgeschlossen werden kann. Dies beruht auf der Tatsache, dass bei entsprechend einwirkenden Dehnungsreizen mit einem initialen Spannungsanstieg zu rechnen ist (JOYCE et al. 1969), der sich in dem Kraftanstiegsverhalten äußern müsste. Bei der Betrachtung der maximalen Bodenreaktionskräfte ist festzustellen (vgl. Abb. 4-15), dass es beim DJ zu einem belastungsabhängigen, kontinuierlichen Anstieg der Bodenreaktionskräfte kommt, während diese beim SJS unverändert bleiben. Zudem sind die beim DJ beobachteten Werte deutlich größer. Dies lässt auf eine größere Stiffness der unteren Extremitäten während der Bewegungsdurchführung schließen. Im Kraftanstiegsverhalten zeichnet

sich ein ähnliches Bild ab. Während die Werte bei beiden Sprungsystemen mit der Zunahme der Belastung bis nahezu zu den höchsten Stufen ansteigen, wird offensichtlich, dass die Absolutwerte beim DJ nahezu doppelt so groß sind. Dies bedeutet, dass neben einer größeren Stiffness der gesamten unteren Extremitäten über den gesamten Bewegungsablauf auch von einer größeren SRES ausgegangen werden kann.

In den signifikanten Unterschieden der Kniegelenkwinkel zwischen den beiden Sprungsystemen (vgl. Abb. 4-18) kann hierfür ein weiterer Indikator gefunden werden. Dies bedeutet, dass beim SJS ein deutlich mehr als „countermovement“ durchgeführter DVZ realisiert wird, wie dies BOBBERT et al. (1987 a) formuliert haben. Dies könnte auch zu großen Teilen die Unterschiede im Energieoutput erklären. So haben WALSHE / WILSON (1997) und KUBO et al. (1999) bei „compliant jumps“, also Sprüngen mit größeren Gelenkwinkelamplituden und damit eher in Richtung der „countermovement“ DJ ausgeführt, deutlich höhere Sprunghöhen bei höheren Belastungen festgestellt. Dies würde, übertragen auf den Unterschied zwischen den Sprungsystemen, bedeuten, dass die mit größerer Bewegungsamplitude und eher „compliant“ ausgeführten Sprünge am SJS aufgrund dieser Veränderungen bei der Sprungtechnik zu einem höheren Energieoutput führen. Hinzu kommen noch deutlich längere absolute Bodenkontaktzeiten beim SJS. Es kann daher zwar nicht mehr von einer Speicherung und Freisetzung von Energie ausgegangen werden, aber die Zeit und der Weg, welche beim SJS zur Generierung von Arbeit und damit zur Kraftereinwirkung zur Verfügung steht, ist deutlich länger bzw. größer, so dass auch diese Mechanismen zur Erhöhung des Energieoutputs beitragen können (vgl. BOBBERT et al. 1996; VAN INGEN SCHENAU et al. 1997).

Neben den betrachteten mechanischen Mechanismen tragen auch die neurophysiologischen Charakteristika zur Unterschiedlichkeit der Leistungsausprägung zwischen DJ und SJS bei. Hinsichtlich der großen Unterschiede der Kraftanstiegswerte zwischen DJ und SJS ist anzunehmen, dass hier neuronale Prozesse in Form der muskulären Voraktivierung für diese Veränderungen eine wichtige Rolle spielen (vgl. TRIPPEL et al. 1992; AVELA et al. 1994; DIETZ 1992). Dabei wird angenommen, dass die muskuläre Aktivität vor dem Bodenkontakt sehr sensibel auf unterschiedliche Belastungsbedingungen reagiert (DIETZ et al. 1981; DIETZ 1992; AVELA et al. 1994; 1996). Die Betrachtung der unterschiedlichen Muskeln in Tab. 4-2 zeigt bei allen Muskeln, mit Ausnahme des M. rectus femoris, signifikant höhere Voraktivierungswerte beim DJ. Aufgrund des engen Zusammenhangs zwischen der muskulären Voraktivierung und der SRES bzw. der Stiffness der unteren Extremitäten (NIELSEN et al. 1994; FARLEY / MORGENROTH 1999; JOYCE et al. 1969) können hierüber die großen Unterschiede im Kraftanstiegsverhalten zwischen DJ und SJS erklärt werden. Durch die Einwirkung der beobachteten unterschiedlichen Voraktivierungsgrade können somit die Anzahl der Querbrückenbindungen zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes determiniert werden und damit aufgrund der erhöhten Muskelstiffness (GOLLHOFER et al. 1984) auch die unterschiedliche „Dimensionierung“ der initialen Kraftanstiegswerte zwischen den Sprungsystemen erklären. Daher kann angenommen werden, dass beim SJS diese Vorbereitung vor dem Bodenkontakt weniger effizient ausfällt. Ein weiterer zu berücksichtigender Aspekt im Zusammenhang mit der Voraktivierung ist die erhöhte Sensibilisierung der Muskelspindeln durch die  $\alpha$  -  $\gamma$  Koaktivierung (BURKE et al. 1978). So wurde von KOMI / GOLLHOFER (1997) gezeigt, dass die Voraktivierung und die damit in engem Zusammenhang stehende Sensibilisierung der Muskelspindeln

durch  $\alpha$  -  $\gamma$  Koaktivierung die Grundvoraussetzungen für eine Erhöhung der Reflexaktivitäten während der Bremsphase des Bodenkontaktphase darstellen (BURKE et al. 1978; HOFFER / ANDREASSEN 1981; SINKJAER et al. 1988). Dies zeigt sich auch sehr deutlich in den Auswertungen in Tab. 4-2 und den Einzelauswertungen in den Abb. 4-23 - 4-25. Die zusätzlich noch beobachtbaren deutlichen Unterschiede in den Winkelgeschwindigkeiten im Sprung- und Kniegelenk tragen nach GOTTLIEB / AGARWAL (1979), KOMI / GOLLHOFER (1997), NICOL / KOMI (1999) und KOMI (2000) ebenfalls noch zur Erhöhung der Reflexaktivität bei, da bekannt ist, dass hohe Dehnungsreflexaktivitäten nach einer kräftigen Dehnung von aktivierten Muskeln erwartet werden können (DIETZ et al. 1984; GOLLHOFER / RAPP 1993). Bei all den betrachteten Plantarflexions- und Knieextensionsmuskeln, mit Ausnahme des M. rectus femoris, ist dahingehend ein deutlicher Unterschied in der Reflexaktivität zwischen den Sprungsystemen festzustellen (vgl. auch Tab. 4-2 und Abb. 4-22). Neben der reinen Erhöhung der muskulären Aktivität und damit auch der muskulären Stiffness sorgen diese Reflexaktivitäten auch noch für eine hohe Linearität in der Ausprägung der muskulären Stiffness mit der Erhöhung der Belastung (NICOLS / HOUK 1976; HUFSCHEMIDT / SCHWALLER 1987). Die geringere Effizienz der neuromuskulären Aktivierungsmechanismen beim SJS zeigen sich daher vorrangig in der geringeren Leistungsfähigkeit während der Bremsphase (vgl. Abb. 4-12 a)). Als Resultat hieraus ergibt sich, dass aufgrund der größeren muskulären Aktivität während der PRE und RIA Phase beim DJ die muskuläre Stiffness erhöht wird und somit mehr elastische Energie gespeichert werden kann. Diese elastische Energie kann dann dazu beitragen, die Effektivität während der Beschleunigungsphase der Bewegung zu erhöhen. Aus diesem Grund lassen sich während der LER Phase auch deutlich höhere IEMG Werte bei den meisten Beinextensionsmuskeln am SJS beobachten (vgl. Tab. 4-2). Dadurch zeichnet sich eine deutliche Verschiebung der Aktivierungsmaxima der Beinmuskeln am SJS in Richtung der LER Phase ab. Ähnliche Beobachtungen können auch anhand der Grafiken von RODACKI / FOWLER (2001) in Abb. 5-2 und KYRÖLAINEN et al. 1990) in Abb. 5-1 gemacht werden. Diese zeigen auch sehr deutlich den Rechtsschift der Hauptaktivität in die LER Phase. Die dabei zu beobachtende höhere Muskelaktivität in der LER Phase und die deutlichen Unterschiede bei den Bewegungsamplituden können somit die höheren Werte im Energieoutput am Ende der Bodenkontaktphase erklären. Mit WALSH et al. (1998) und CURTIN et al. (1974) kann aber dennoch gefolgert werden, dass die dargestellten Bodenkontaktzeiten und deren Anteile an den spezifischen Bewegungsphasen dafür sprechen, dass es beim DJ zu einer Nutzung der gespeicherten Energie während der Beschleunigungsphase kommen kann, beim SJS dies aber eher unwahrscheinlich ist.

Die Auswirkungen von unterschiedlichen Voraktivierungsniveaus auf die Reflexaktivität und die Phasen der späten EMG Antworten entsprechend der Erkenntnisse von GREGORY et al. (1998) und MEUNIER / PIERROT-DESEILLIGNY (1989) lassen sich sehr gut anhand der muskulären Aktivierung beim M. rectus femoris darstellen. Wie in Abb. 4-26 und Abb. 5-3 ersichtlich ist, besitzt der M. rectus femoris zu Beginn des Bodenkontaktes eine im Vergleich zu den anderen beobachteten Muskeln erhöhte Aktivität, die mit dem Aktivierungsniveau beim DJ vergleichbar ist. Dies führt im Verlauf des Bodenkontaktphase zu deutlich höheren Reflexbeiträgen, die wiederum mit denen beim DJ vergleichbar sind und zu keinen weiteren Erhöhungen der muskulären Aktivität während der LER Phase mehr führen.

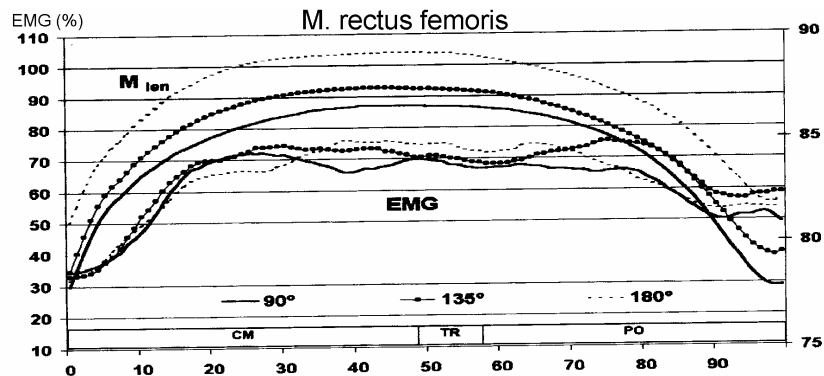


Abb. 5-3: Gemittelte Kurven der Muskelaktivität (EMG) und der Länge des M. rectus femoris bei Pendelsprüngen mit Hüftgelenksbeugungen von 90°, 135° und 180°. Die x-Achse bezeichnet die normalisierte Phasendauer. CM = countermovement, TR = transition, PO = push-off Phase. (Aus: RODACKI / FOWLER 2001).

Diese erhöhte Aktivität des M. rectus femoris ist bei den Schlitten- und Pendelsystemen darauf zurückzuführen, dass dieser Muskel in seiner Funktion als Hüftbeugemuskel zur Vorbereitung des Abstoßkontaktes die Beine in der Luft halten muss. Dadurch hat dieser Muskel zu Beginn des Bodenkontaktes automatisch eine erhöhte Voraktivierung und als Folge davon die höheren Reflexbeiträge.

Insgesamt kann für die Unterschiede zwischen DJ und SJS gefolgert werden, dass die Probanden beim SJS in Vorbereitung vor dem Bodenkontakt ein anderes Aktivierungsverhalten der Muskulatur aufweisen und damit die nachfolgende Reflexphase entscheidend beeinflussen. Das SJS zeigt sich in dieser Phase deutlich ineffizienter, was die höheren Bremsleistungskennwerte zeigen. Aufgrund der höheren Effizienz beim DJ und der damit einhergehenden Speicherung und Nutzung von Energie während der Beschleunigungsphase wird die muskuläre Aktivität in der Phase der willentlichen Aktivierungsbeiträge reduziert. Im Gegensatz hierzu kommt es beim SJS zu einer Kompensation der ineffizienten frühen Bodenkontaktphase durch die Erhöhung der muskulären Aktivität in der LER Phase. Diese Unterschiede zwischen den Sprungsystemen spiegeln sich auch bei der Analyse der Literatur wider, woraus gefolgert werden kann, dass die Sprünge am SJS bzw. an einem künstlichen Sprungsystem nicht mit dem freien Drop Jump vergleichbar sind.

## 6 MATERIAL UND METHODEN PROJEKT „WEIGHT VARIATION“

Inhalt dieses Kapitels sind die Veränderungen bei der Datenerhebung und Auswertung gegenüber dem Projekt „height variation“. Für alle anderen, das Material und die Methoden betreffenden Sachverhalte sei auf das entsprechende Kapitel beim Projekt „height variation“ verwiesen.

### 6.1 Probanden und Probandenauswahl

Für diese Untersuchung wurden 16 männliche Athleten aus schnell- und sprungkraftakzentuierten Sportarten (Leichtathletik, Turnen etc.) ausgewählt. Analog zum Projekt „height variation“ war das Auswahlkriterium eine hohe Leistungsfähigkeit beim reaktiven Drop Jump, welche gesondert in einem Pretest aus 0,4 m Fallhöhe mit Hilfe des Reaktivitätsindex (RI) bestimmt wurde. Bezüglich der Vorgehensweise des Pretests kann auf Kapitel 3 verwiesen werden. Die Mindestleistungen für die Auswahl der Probanden wurde auf Werte von  $RI > 3,8$  festgelegt. Ein Teil der Probanden nahm auch schon an der „height variation“ Studie teil. Die relevanten Probandendaten sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt.

Tab. 6-1: Daten der am „weight variation“ Projekt teilnehmenden Probanden

ITEM	UNIT	VALUE
<b>N</b>	[ ]	16
<b>Æ AGE</b>	[years]	$25,3 \pm 3,3$
<b>Æ HEIGHT</b>	[cm]	$179,1 \pm 5,0$
<b>Æ BODYWEIGHT</b>	[kg]	$76,0 \pm 6,0$
<b>Æ QUETELET INDEX</b>	[g/cm]	$0,423 \pm 0,025$
<b>Æ RI</b>	[ ]	$> 3,8$

### 6.2 Untersuchungsdesign und Untersuchungsablauf

Die Analyse der Auswirkungen von Belastungsveränderungen durch die Variation der Gewichtsbelastung wurde querschnittsanalytisch an den beiden unterschiedlichen Sprungsystemen durchgeführt: Dem freien Drop Jump (DJ) und dem geführten Sprung an einem speziell hierfür konstruierten Schlittensprungsystem (SJS) (Fa. PHOENIX). Nach einem individuellen Aufwärmprogramm von 10 - 15 min wurden von den Probanden zuerst die Schlittensprünge und anschließend die Drop Jumps aus einer fest vorgegebenen Fallhöhe von 0,4 m ausgeführt. Die Belastungsvariation erfolgte durch die Veränderung der Körpergewichtskraft zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes. Dabei wurden Entlast- und Überlastsituationen gegenüber der normalen Körpergewichtskraft von  $\pm 20\%$  und  $\pm 30\%$  zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes bei beiden Sprungsystemen provoziert. Die technische Realisierung dieser Über- bzw. Unterlastsituation wird in den nachfolgenden Abschnitten detailliert dargestellt.

Pro Belastungsbedingung mussten von den Probanden 5 gültige Sprünge realisiert werden. Die Gültigkeit der Sprünge wurde vom Versuchsleiter entsprechend der im Kapitel Material und Methoden Projekt „height variation“ (Kap. 3) dargestellten Kriterien bewertet. Die Sprungdurchführung hatte aufgrund der bereits dargestellten Gründe barfuss zu erfolgen. Die Variation der Belastung erfolgte immer in der gleichen Reihenfolge, da sie aus technischen Gründen nicht randomisiert werden konnte. Die intraserialen Pausen lagen im Bereich von ~0,5 - 1 min und die Serienpausen über 5 min um eine Ermüdung auszuschließen. Eventuelle Ermüdungseffekte wurden stichprobenartig mit Hilfe von Laktatanalysen überprüft und konnten zusätzlich anhand der Ergebnisse von FRICK (1993) und der hier angewendeten Belastungsgestaltung ausgeschlossen werden. Zwischen den beiden Sprungsystemen war eine durch den Umbau bedingte Pause von ca. 10 - 15 min nötig, die zusätzlich als Erholungsphase genutzt wurde. Das Untersuchungsdesign ist in Tab. 6-2 dargestellt:

Tab. 6-2: Untersuchungsdesign zur systematischen Variation der Belastung beim Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus durch die Variation des Körpergewichts

SPRUNGSYSTEM	BELASTUNGSVARIATION	WIEDERH.	PAUSE
<b>1. SCHLITTENSPRUNG (SJS)</b>	BW -30%, BW -20%, BW, BW +20%, BW +30%	je 5 Wdh.	Intraserial 0,5 – 1 min Interserial $\geq$ 5 min.
<b>2. FREIER DROP JUMP (DJ)</b>	BW -30%, BW -20%, BW, BW +20%, BW +30%	je 5 Wdh.	Intraserial 0,5 – 1 min Interserial $\geq$ 5 min.

*BW = bodyweight (Körpergewicht)*

Insgesamt wurden von den Probanden am SJS und DJ jeweils mindestens 25 gültige Sprünge absolviert, in der Summe somit 50 Sprünge mit unterschiedlichen Körpergewichtsbelastungen.

### **6.3 Darstellung der Veränderung der Belastungssituation bei den unterschiedlichen Sprungsystemen**

Da die beiden Sprungsysteme schon ausführlich in Kapitel 3 beschrieben wurden, soll an dieser Stelle ausschließlich die Realisierung der Belastungsvariation systemspezifisch dargestellt werden.

Insgesamt war es das Ziel des technischen Aufbaus, die den Körper beschleunigende Masse und deren Gewichtskraft über die Phase des Bodenkontaktes zu reduzieren bzw. zu erhöhen. Dies wurde bei den verschiedenen Sprungsystemen auf unterschiedliche Arten realisiert.

### 6.3.1 Belastungsvariation am Schlittensprungsystem (SJS)

Beim Schlittensprungsystem konnte die Variation der den Körper beschleunigenden Masse und damit auch die Belastung während des Bodenkontaktes relativ einfach variiert werden. Da das Schlittensystem inklusive des Probanden über einen Gewichtsstapel, der in einem Gewichtsturm gelagert ist, auf den Stahlwellen beschleunigt werden kann, wurde anstelle des normalen Körpergewichts die jeweilige Unter- bzw. Überlastbedingung durch die Veränderung der Masse der Steckgewichte realisiert. Die Variation der Stapelmasse war durch das Anbringen von zusätzlichen Gewichtsscheiben mit unterschiedlichen Massen im 0,1 kg Bereich möglich. Die nachfolgende Abbildung zeigt die Variation der Gewichtsbelastung beim Schlittensprungsystem.

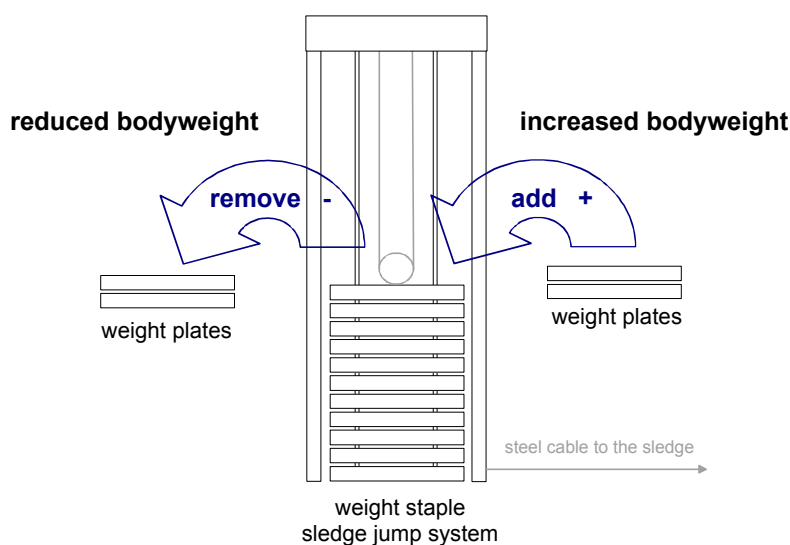


Abb. 6–1: Schematische Darstellung der Variation der Gewichtsbelastung beim SJS

Durch die Veränderung des Stapelgewichtes wurde der Schlitten mit dem Probanden unterschiedlich schnell beschleunigt, was zusätzlich zu unterschiedlichen Aufprallgeschwindigkeiten führte. Die Dehnungsbelastung wurde bei dieser Versuchsanordnung (Schlittensprungsystem) demnach durch Variationen der Gewichtsbelastung und der Aufprallgeschwindigkeit hervorgerufen.

Aus den Ergebnissen der „height variation“ Studie wurde ersichtlich, dass die Probanden die reale Fallhöhe auch beim SJS nicht entsprechend der Vorgabehöhe einhalten konnten. Die Werte wurden größtenteils unterschritten. Daher wurde die Ausgangsposition (Nullposition) für die Bestimmung der Fallhöhenvorgabe bei diesem Projekt so gewählt, dass die Probanden mit vollständig gestreckten Fußgelenken im Schlitten liegen mussten (vgl. STROJNIK / KOMI 1998). Diese Position entsprach eher der Position beim Aufprall und sollte somit die Unterschreitungen der vorgegebenen Fallhöhe verhindern.



### 6.3.2 Belastungsvariation beim Drop Jump (DJ)

Die Belastungsvariation beim Drop Jump war etwas schwieriger zu lösen als beim SJS. Für die Überlastbedingungen wurden die Probanden mit Gewichtswesten der Fa. BENZ versehen, die mittels Gurten fest am Körper fixiert werden konnten (vgl. BOSCO 1985 a; b; DRISS et al. 2001). Die Masse der Weste konnte durch einsteckbare Gewichtssäckchen variiert werden. Die Gewichtsvariation war in Abstufungen von 0,1 kg möglich.



Abb. 6–2: Darstellung der verwendeten Gewichtswesten



Abb. 6–3: Darstellung eines Drop Jumps mit Überlast (BW +30%) beim Bodenkontakt

Analog zur Untersuchung von GOLLHOFER / KYROLÄINEN (1991) wurden die Gewichtswesten für die Überlastbedingungen während der gesamten Sprungdauer getragen. Zur Gewöhnung an die jeweilige Belastungssituation konnten die Probanden bei allen veränderten Belastungsbedingungen 1 - 2 Testsprünge durchführen.

Die Entlastungsbedingungen (BW -20%; BW -30%) wurden mit Hilfe von Expanderfedern realisiert. Diese waren an der Decke mit einem variablen Vorspannmechanismus befestigt und konnten so stufenlos in der Länge wie auch in der Vorspannung verstellt werden. Zur Befestigung der Expanderfedern an den Probanden trugen diese ein spezielles Gurtsystem mit Beinschlaufen aus dem Sportklettbereich, der so eng am Körper anliegend fixiert wurde, dass dieser nicht beweglich war. An diesem Hüftgurt wurden die Expanderfedern links und rechts befestigt. Die verwendeten Expanderfedern besaßen im Bereich der Bewegungsamplitude eine lineare Federkonstante von  $D = 257 \text{ Nm}^{-1}$ , wobei vier identische Expanderfedern verwendet wurden; zwei auf der linken Seite und

zwei auf der rechten Seite. Das Gurtsystem, die Expanderfederung und die Versuchsanordnung sind in den nachfolgenden Abbildungen dargestellt.



Abb. 6–4: Gurtsystem und Expanderfedern zur Realisierung der Entlastungsbedingungen



Abb. 6–5: Versuchsanordnung Drop Jump mit Körpergewichtsentlastung.

Zur Einstellung der Gewichtsbelastung wurden die Probanden im Ballenstand auf der Messdruckplatte um den geforderten Betrag der Körpergewichtsreduktion entlastet. Dieses Entlastungssystem entspricht den von JACKSON / NEWMAN (2000), FERRIS et al. (2001), HE et al. (1991), FARLEY / McMAHON (1992), DONELAN / KRAM (1997; 2000) KRAM et al. (1997), GRIFFIN et al. (1999), CHANG et al. (2000), CAVAGNA et al. (1972) und BAUERSFELD / VOSS (1992) praktizierten technischen Lösungen für die Realisierung von Unterlastbedingungen bei Bewegungen im DVZ (vorrangig „walking“ und „running“), die zum Teil auch bei Sprungübungen angewendet wurden. Nach FERRIS et al. (2001) entsprechen die biomechanischen und metabolischen Veränderungen dieser Entlastungssimulation den Ergebnissen, die anhand von horizontalen Entlastungsbedingungen (DAVIS / CAVANAGH 1993), Unterwasserversuchen (NEWMANN et al. 1994) und Parabolflügen (CAVAGNA et al. 1998) bei simulierter verringerter Erdanziehungskraft gewonnen wurden.

Die Entlastung erfolgte entgegen der Untersuchung von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) über die gesamte Sprungdauer, so dass die Entlastung auch noch in der Beschleunigungsphase wirkte.

Das nachfolgende Schema zeigt nochmals im Überblick die Realisierung der Belastungsvariation beim DJ.

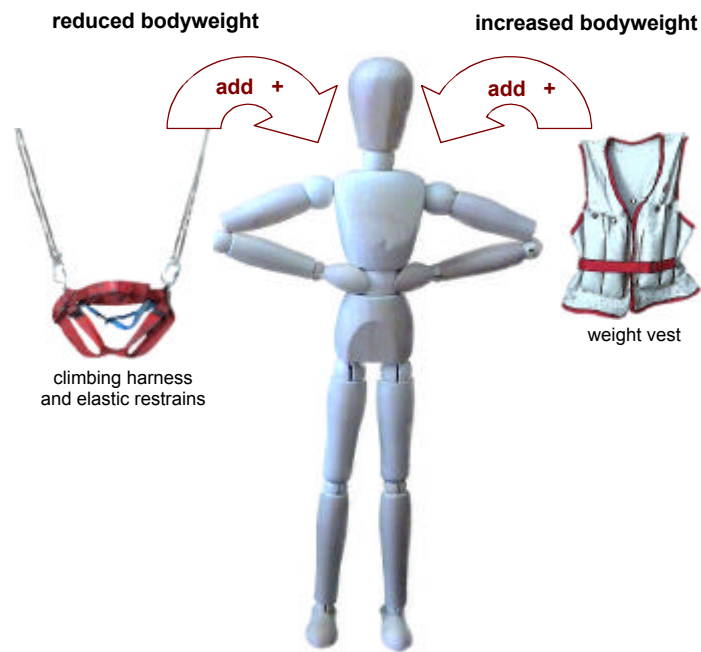


Abb. 6–6: Schematische Darstellung der Variation der Gewichtsbelastung beim DJ

## 6.4 Darstellung der eingesetzten Messverfahren

Im Unterschied zur Versuchsanordnung beim Projekt „height variation“ wurden bei diesem Projekt die Geschwindigkeit und die reale Fallhöhe beim DJ mittels einer anderen Methodik bestimmt. Dies wurde notwendig, da die Körpergewichtsentslastung beim DJ schon während des Fluges einwirkte und damit die Fallgeschwindigkeit reduzierte. Eine Berechnung der Aufprallgeschwindigkeit anhand der realen Fallhöhen und daraus auch der Energie- und Leistungsbeträge würde somit zu fehlerbehafteten Ergebnissen führen.

### 6.4.1 Bestimmung der Geschwindigkeit beim DJ

Aufgrund der oben dargestellten Sachverhalte wurde die Geschwindigkeit beim DJ direkt mit einem Ultraschallsensor der Fa. ERNST ermittelt (Gesamtgewicht 0,05 kg). Dieser wurde mittels eines elastischen Hüftgurtes direkt in Höhe des Körperschwerpunktes am Rücken der Probanden fest fixiert, so dass er erschütterungsfrei und ohne Möglichkeit zur Eigenbewegung befestigt war.

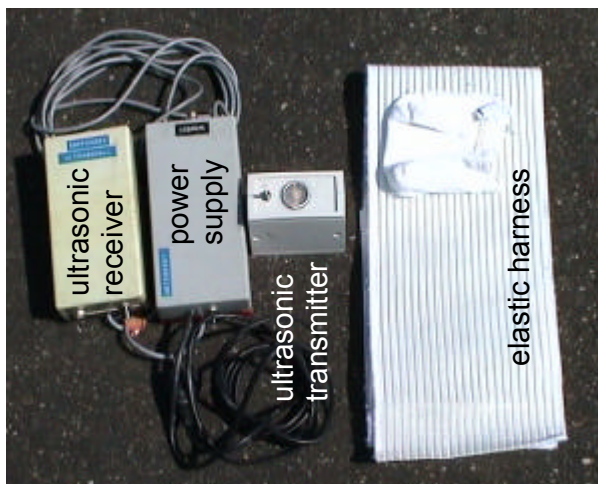


Abb. 6–7: Darstellung der Ultraschall- Geschwindigkeitsmessanlage und des Befestigungsgurtes



Abb. 6–8: Anbringung des Ultraschallsensors an den Probanden

Die Veränderungen der Bewegungsgeschwindigkeit des Körperschwerpunktes konnten somit direkt als analoge Datensignale über die A/D – Wandlerkarte in den Computer eingelesen werden. Die nachfolgende Abbildung zeigt beispielhaft ein Set von Spannungskurven des Ultraschallsensors in Abhängigkeit von der Belastungsbedingung.

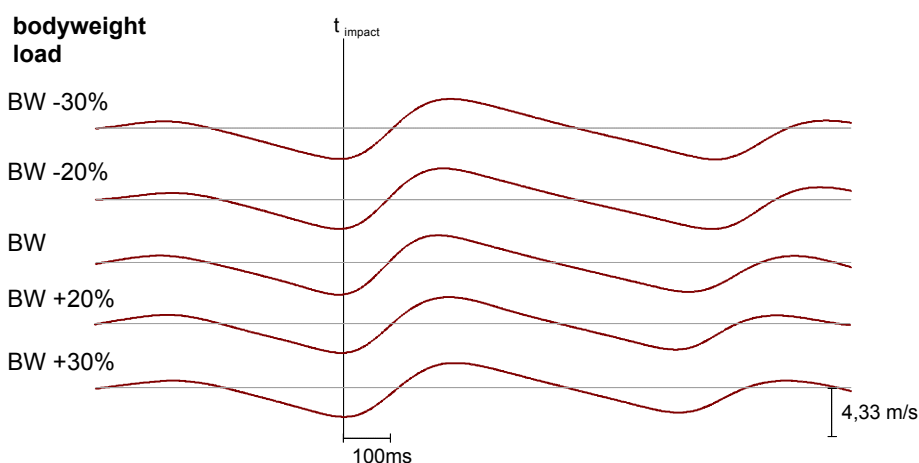


Abb. 6–9: Geschwindigkeitskurven des Ultraschallsensors beim DJ und den unterschiedlichen Belastungsbedingungen

Der maximale Fehler des Ultraschallsensors liegt nach Herstellerangaben bei  $\Delta v_{\text{ultra}} = 0,084 \text{ m/s}$  und erfüllt damit die Forderung, wonach der Fehler unterhalb der intraindividuellen Merkmalsfluktuation liegen sollte (vgl. Kapitel 3). Die entsprechenden Werte dieser intraindividuellen Merkmalsfluktuation, können mit Hilfe des Intraclass Correlations coefficient bestimmt werden. Allerdings können diese von der vorangegangenen Studie übernommen werden, da sich an der Merkmalsausprägung bei den Probanden durch die Veränderung der Messapparatur nichts verändert hat. Daher wird für die

Ausprägung der Geschwindigkeit zu den entsprechenden Zeitpunkten des Bodenkontaktes ein ICC von 0.939 zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes und 0.893 zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes angenommen.

## 6.4.2 Wegbestimmung beim DJ

Mit Hilfe des Spannungs- und somit Geschwindigkeitssignals des Ultraschallsensors war es möglich, den Weg des Körperschwerpunktes beim DJ anhand einer einfachen Integration des Analogsignals zu erhalten. Dies wurde mit Hilfe der Datenverarbeitungssoftware MAIN (QUINTERN et al. Freiburg 1993) realisiert. Die nachfolgende Abbildung zeigt ein Set von integrierten Geschwindigkeits- und somit Wegkurven beim DJ. Die Bestimmung der Bewegungsamplituden und somit der zurückgelegten Fallwege und Sprunghöhen konnte anhand der Differenzbildung der Datenwerte zu den bestimmten Bewegungszeitpunkten erfolgen.

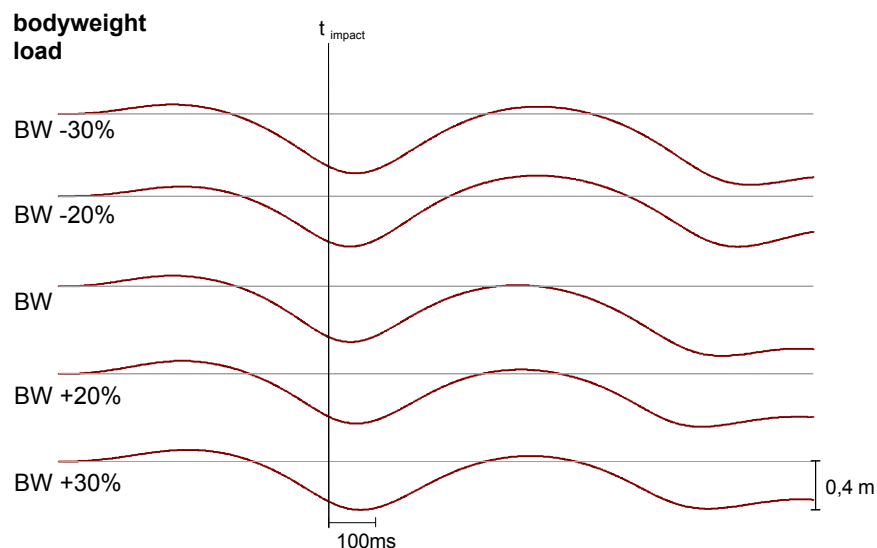


Abb. 6–10: Durch Integration des Geschwindigkeitssignals erhaltene Wegkurven beim DJ

Der maximale Fehler bei der Bestimmung der Bewegungsamplituden beträgt nach einer durchgeführten Kalibrierung  $\Delta s = \pm 0,83$  cm.

Die Überprüfung der Genauigkeit der Messergebnisse mit den Ergebnissen, die anhand der realen Fallhöhenberechnung von BÄURLE / BUBECK (1999) für die Überlast- und Normalbedingung gewonnen wurden, lieferte Korrelationswerte von  $r = 0.989$ , wodurch eine hohe Übereinstimmung der angewandten Methoden zur Analyse des Weges zwischen den beiden durchgeführten Projekten deutlich gemacht werden kann. Ein ähnlich hoher Korrelationskoeffizient wurde auch für den Vergleich der Bestimmung der Geschwindigkeitswerte gefunden ( $p = 0.991$ ).

### **6.4.3 Gesamtbetrachtung der Messapparatur, des Dateneinzugs und der Datenverarbeitung**

Wie bereits aufgeführt, waren die Veränderungen bei der Bestimmung des Fallweges und der Geschwindigkeit die einzigen Veränderungen, die gegenüber dem Projekt „height variation“ vorgenommen wurden. Alle anderen Messverfahren und Merkmalsstichproben wurden in gleicher Art und Weise verwendet bzw. bestimmt. Auch die Dateneinzugsfrequenz und die Geräteverschaltung zur Datenerfassung blieb nahezu unverändert, wobei in diesem Projekt auf den Einzug der Bodenreaktionskraft in y - Richtung (medial / lateral) zugunsten des Signals des Ultraschallsensors verzichtet wurde, da nur eine bestimmte Anzahl von Dateneinzugskanälen zur Verfügung stand. Ebenso wurde bei der Datenverarbeitung verfahren, wo zur Überprüfung der Mittelwertsunterschiede nach Prüfung der Normalverteilung (KOLMOGOROV-SMIRNOV) und Varianzhomogenität (MAUCHLY-SPÄRIZITÄTS-TEST) der t-Test bzw. der nichtparametrische WILCOXON - Test für abhängige Stichproben und der exakten Verteilung der Teststatistik herangezogen wurde. Sämtliche statistische Berechnungen und Analysen wurden mit Hilfe des Softwarepakets SPSS 10.0 durchgeführt.

## 7 ERGEBNISSE PROJEKT „WEIGHT VARIATION“

Analog zur Ergebnisdarstellung beim Projekt „height variation“ erfolgt in diesem Kapitel die Darstellung der Untersuchungsergebnisse des Projektes „weight variation“. Im ersten Abschnitt werden die qualitativen Unterschiede der durch die verschiedenen Belastungsbedingungen hervorgerufenen Auswirkungen anhand der graphisch aufbereiteten Datenfiles dargestellt. Im zweiten Abschnitt erfolgt dann die statistische Analyse und graphische Darstellung der erhobenen und berechneten quantitativen Parameter.

### 7.1 Qualitative Analyse der Belastungsauswirkungen

Die Auswirkungen der Belastungsveränderungen durch die Variation der Körpermasse bzw. die Reduktion der Erdanziehungskraft auf die eingezogenen Parameter sind nachfolgend graphisch dargestellt. Die Datenfiles wurden über alle Probanden gemittelt, die Standardabweichung berechnet und graphisch dargestellt. Im Rahmen dieser graphischen Auswertung werden nur die durch die Massenvariation hervorgerufenen Unterschiede dargestellt. Auf einen Vergleich der Systemunterschiede wird an dieser Stelle verzichtet, da dies schon im Rahmen der Ergebnisdarstellung des Projektes „height variation“ erfolgt ist (Kapitel 4).

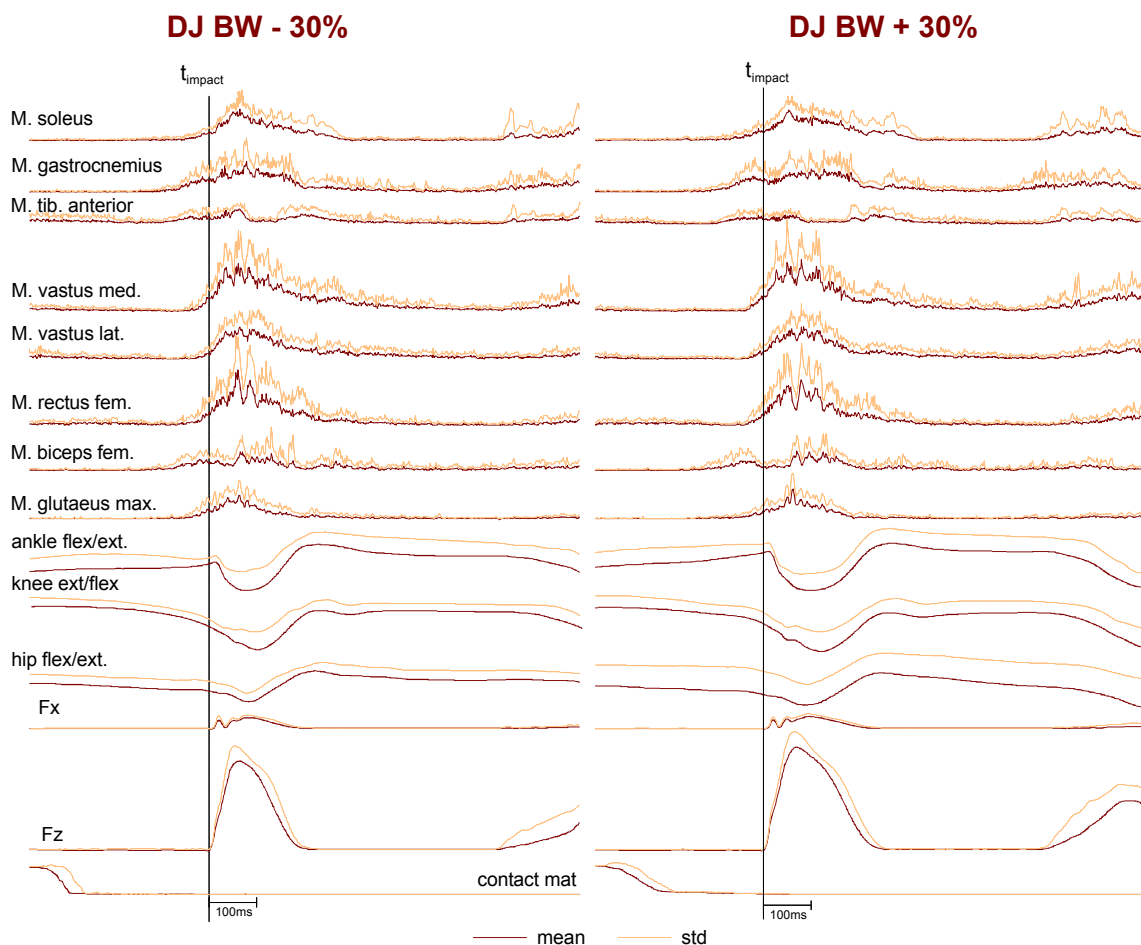


Abb. 7–1: Graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen beim DJ mit 30%iger Körpergewichts- bzw. Zusatzbelastung

Anhand der Darstellung der Mittelwerte der Kraftkurve in z- Richtung (Abb. 7–1) zeigt sich, dass die Kontaktzeiten mit der Erhöhung der Belastung länger werden. Auch die maximale Bodenreaktionskraft erhöht sich. Des weiteren erkennt man anhand dieser Kurve eine Verkürzung der anschließenden Flugphase. Die Kontaktmattensignale zeigen nach dem Lösezeitpunkt ebenfalls die durch die Krafteinwirkung der Expanderfedern hervorgerufenen unterschiedlichen Fallzeiten bis zum ersten Bodenkontakt. Die Gelenkwinkel zeigen eine Vergrößerung der maximalen Bewegungsamplitude, wobei konkrete Aussagen über die Steilheit der Kurven zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes und kurz danach anhand rein qualitativer Inspektion nicht möglich sind. Die gleichgerichteten EMG - Kurven zeigen nur geringe Veränderungen, die Amplitudenhöhen, Voraktivierungszeiten und phasenbezogenen Aktivierungsgrade zeigen zwischen den beiden Extrembedingungen keine deutlichen Unterschiede. Der Vergleich der Über- und Unterlastbedingungen beim Schlittensystem ist in der nachfolgenden Abbildung dargestellt.

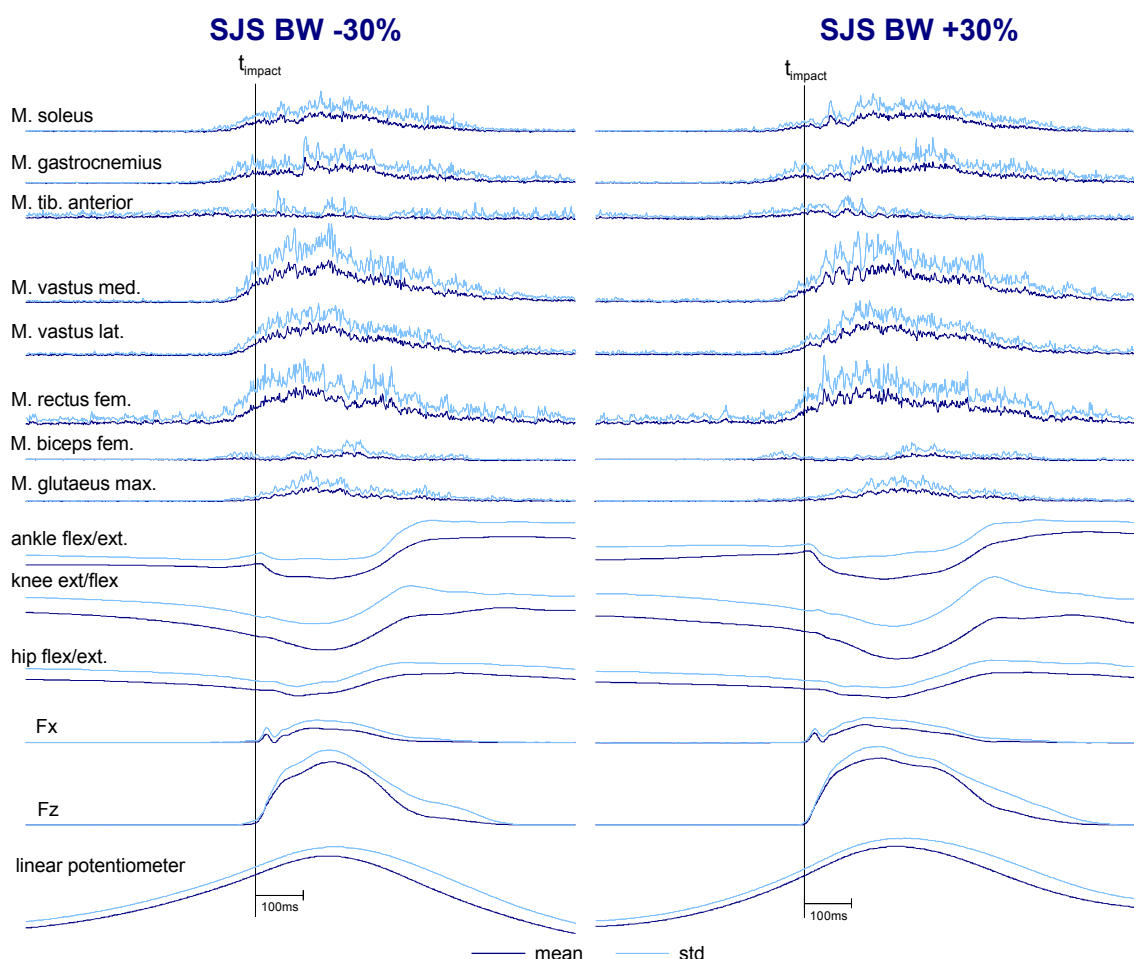


Abb. 7–2: Graphische Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Datenfiles aller Versuchspersonen beim SJS mit 30%iger Körpergewichts- bzw. Zusatzbelastung

Analog zu den belastungsbedingten Veränderungen beim DJ erhöhen sich die Bodenkontaktzeiten beim SJS merklich. Die Spannungskurven des Linearpotentiometers sind bei graphischer Inspektion von der maximalen Bewegungsamplitude als gleich groß einzuschätzen. Bei den Gelenkwinkeln fallen hauptsächlich die größeren maximalen Beugewinkel im Kniegelenk auf, während sich beim Hüft- und



Sprunggelenk keine deutlichen Änderungen ergeben. Auch zeigen sich bei den gesamten gleichgerichteten EMG - Kurven keine großen Abweichungen. Beim M. soleus ist eine Vergrößerung der Reflexaktivität ca. 50 ms nach dem Impact festzustellen. Bei den Mm. vastus medialis und rectus femoris ist während der negativ dynamischen Bewegungsphase eine etwas stärkere Segmentierung zu beobachten. Insgesamt betrachtet, sind die Aktivierungsniveaus aber zwischen den Versuchsbedingungen vergleichbar.

## 7.2 Quantitative Analyse der Belastungsauswirkungen auf die mechanischen Parameter

### 7.2.1 Korrigierte Fallhöhe

In diesem zweiten Projekt sollte die Belastungsveränderung vorrangig durch die Veränderung der Körpergewichtsbedingung realisiert werden, die Fallhöhen sollten nicht variiert werden. Daher werden in einem ersten Auswertungsschritt die tatsächlich realisierten, sog. korrigierten Fallhöhen der einzelnen Probanden unter der jeweiligen Belastungssituation analysiert. Die korrigierten Fallhöhen jedes Probanden in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung sind als einzelner Datenpunkt in der nachfolgenden Abbildung dargestellt.

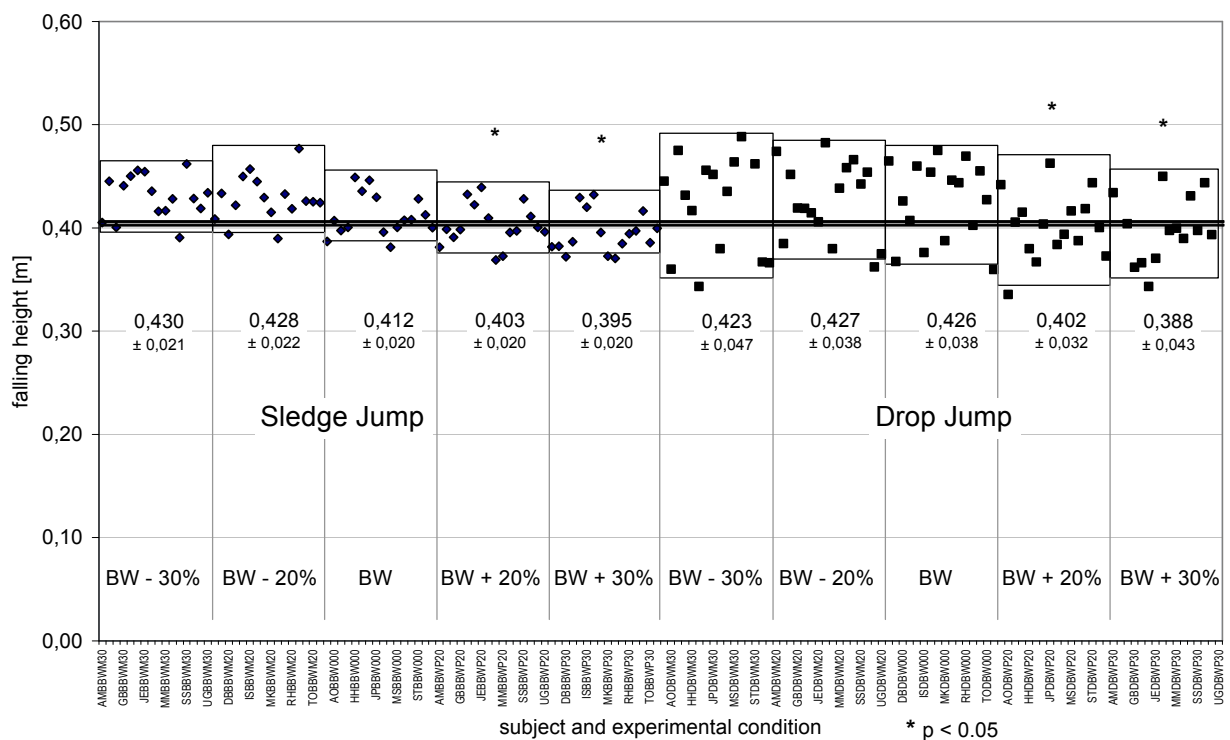


Abb. 7–3: Scatterplot, Mittelwerte und Standardabweichungen der bei beiden Sprungsystemen und unter der jeweiligen Belastungsbedingung beobachteten korrigierten Fallhöhen

Die Streuung der einzelnen Datenpunkte zeigt die Variabilität der zwischen den Probanden vorliegenden Realisierung der vorgegebenen Fallhöhe. Die Streuung ist beim SJS im Vergleich zum DJ etwas geringer, was darauf hindeutet, dass durch die geführte Bewegung die Fallhöhe weniger variiert werden kann. Bei beiden Sprungsystemen zeigt sich ein Trend mit Zunahme der Belastung, die Fallhöhen zu verringern. Prüft man die Abweichungen der jeweiligen Mittelwerte von der vorgegebenen Fallhöhe von 0,4 m (dicke graue Linie in Abb. 7–3) mittels des t-Tests bei einer Stichprobe auf Signifikanz, so zeigt sich, dass sich die jeweiligen Unterlastbedingungen (DJ -30, DJ -20, SJS -30, SJS -20) und die Normalbedingung (DJ BW, SJS BW) signifikant ( $p \leq 0.05$ ) von diesem Vorgabewert unterscheiden. Da jedoch für die weiteren Auswertungen die jeweilige Normalbedingung (BW) als Vergleichsbedingung herangezogen wird, zeigen die Markierungen in der Abbildung (\*) die signifikanten Unterschiede der jeweiligen Belastungsbedingung von der Normalbedingung. Daraus wird ersichtlich, dass sich bei beiden Sprungsystemen jeweils die Bedingungen mit Überlast (+20, +30) signifikant ( $p \leq 0.005$ ) von der Normalbedingung unterscheiden. Dabei sind die korrigierten Fallhöhen bei den Überlastbedingungen geringer.

Vergleicht man die Sprungsysteme untereinander, so ist auf keiner Belastungsstufe ein signifikanter Unterschied ( $p \leq 0.05$ ) festzustellen. Die mittleren Fallhöhen auf den unterschiedlichen Belastungsstufen bei beiden Sprungsystemen sind somit als vergleichbar anzusehen.

## 7.2.2 Aufprallgeschwindigkeit

Entsprechend der Auswertung bei der Höhenvariation stellt auch für diese Untersuchung die Aufprallgeschwindigkeit einen wichtigen Parameter für den Vergleich von belastungsinduzierten Veränderungen bei Bewegungen im DVZ dar. Die Geschwindigkeiten des Körperschwerpunktes zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung sind in Abb. 7–4 dargestellt.

Beim SJS führt die Erhöhung der am Gewichtstapel aufgelegten Masse zu deutlich veränderten Aufprallgeschwindigkeiten und damit Belastungen bei der Sprungbewegung. Jede Erhöhung der Gewichtslast am Stapel erhöht somit die Aufprallgeschwindigkeit. Die Unterschiede sind auf allen Belastungsstufen gegenüber der Normalbedingung signifikant ( $p \leq 0.001$ ). Beim DJ sind die Verhältnisse nicht so eindeutig. Zwar unterscheiden sich auch hier alle Versuchsbedingungen signifikant ( $p \leq 0.005$ ) von der Normalbedingung aber weisen ein differenzierteres Verhalten auf. Die Entlastungen durch die Expanderfedern sorgen, wie auch zu erwarten ist, zu geringeren Aufprallgeschwindigkeiten, da die Erdanziehungskraft durch die Federkraft der Expander reduziert wird und somit über die Fallstrecke geringere Beschleunigungskräfte wirken. Bei den Überlastbedingungen wird aber nicht zusätzlich beschleunigt, sondern nur die Masse der Probanden erhöht, was letztendlich zu keinen Veränderungen in der Aufprallgeschwindigkeit führen dürfte. Da aber die Fallhöhen bei den Überlastbedingungen schon signifikant geringer sind, wirkt sich dies auch auf die Aufprallgeschwindigkeiten aus, die daher signifikant geringer werden.

Der Systemvergleich zeigt analog zu den Versuchsbedingungen bei der „height variation“ deutlich höhere Aufprallgeschwindigkeiten beim DJ (Signifikanzen in der Graphik senkrecht markiert). Die

gemessenen Werte sind mit denen bei der „height variation“ Studie vergleichbar und entsprechen für den DJ auch den Werten, die bei AVELA et al. (1996) und VOIGT et al. (1995) gemessen wurden. Die Werte am SJS sind nur ungefähr halb so groß im Vergleich zu den bei AVELA et al. (1996) am Schlittensprungsystem gemessenen Aufprallgeschwindigkeiten.

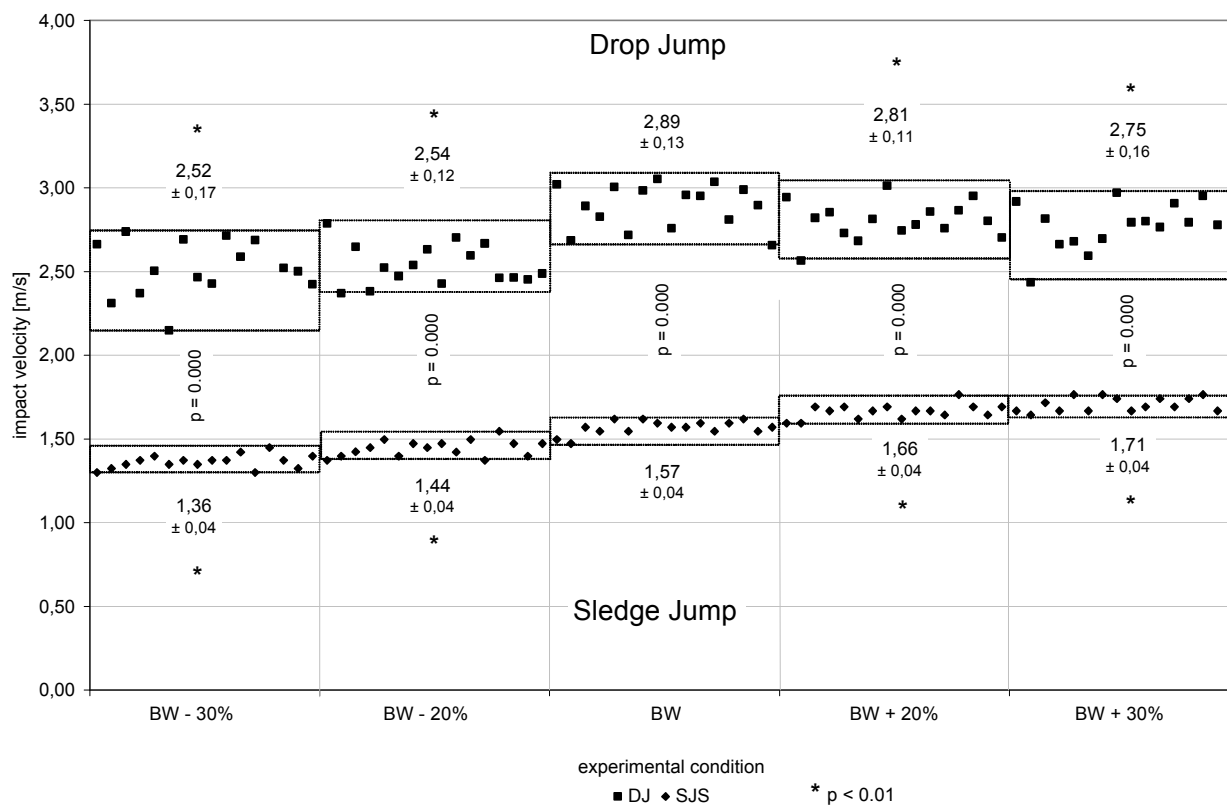


Abb. 7–4: Aufprallgeschwindigkeiten beim DJ und SJS bei den unterschiedlichen Versuchsbedingungen

### 7.2.3 Energie zu Beginn und am Ende des Bodenkontaktes

Zur Analyse der Vergleichbarkeit der energetischen In- und Outputgrößen werden nachfolgend die Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes dargestellt. Dies ermöglicht die Betrachtung der Affinität der Belastungsbedingungen einerseits und der über die Bodenkontaktphase geleisteten Arbeit innerhalb und zwischen den Sprungsystemen andererseits.

Wie aus Abb. 7–5 a) hervorgeht, unterscheiden sich die Energiebeträge zum Zeitpunkt des Aufpralls bei jeder Belastungsstufe und bei beiden Sprungsystemen hochsignifikant ( $p \leq 0.001$ ) von der Normalbedingung (BW). Ebenso unterscheiden sich die Ent- und Überlastbedingungen untereinander signifikant (BW  $\pm 30\%$  / BW  $\pm 20\%$ ). Jede stufenweise Erhöhung der Gewichtskraft sorgt daher für eine Erhöhung des Energiebetrages zum Zeitpunkt des Aufpralls und somit auch zu einer signifikant veränderten Belastungssituation. Die hier ermittelten Werte für den DJ liegen etwas höher als die von ARAMPATZIS et al. (1998) für den DJ aus 0,4 m mit Hilfe von kinematographischen Methoden erhaltenen Werte für die gesamte negative Arbeit und liegen etwas unter den von VOIGT et al. (1995)

ermittelten Werten. Sie sind jedoch mit denen aus der „height variation“ Studie und den anhand der Werte von AVELA et al. (1996) berechneten Werten beim SJS und DJ vergleichbar. Auch zwischen DJ und SJS sind hochsignifikante Unterschiede ( $p \leq 0.001$ ) zu beobachten, wobei die Energiebeträge beim SJS deutlich höher liegen. Lediglich die BW -20% Bedingung beim SJS und die BW Bedingung beim DJ unterscheiden sich nicht signifikant.

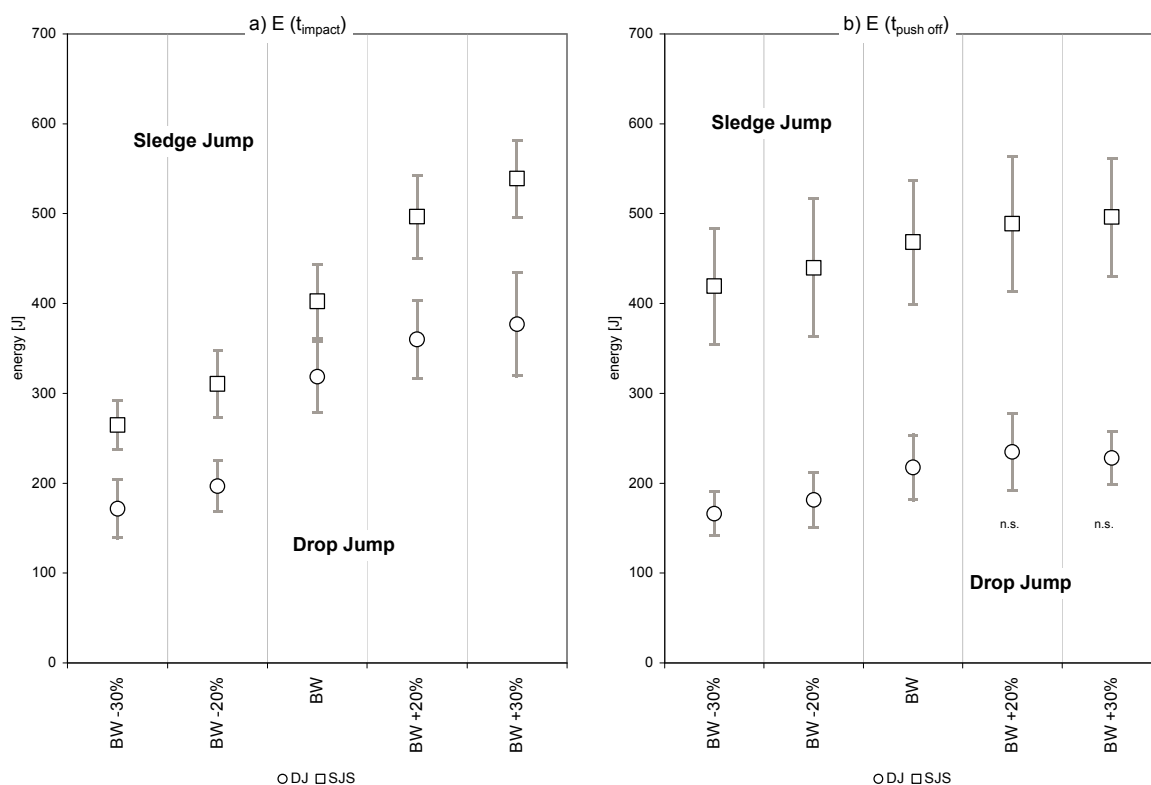


Abb. 7–5: Mechanische Energie zum Zeitpunkt des ersten (a) und letzten (b) Bodenkontaktes in Abhängigkeit von der Versuchsbedingung.

Die Energiebeträge zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ( $E(t_{\text{push off}})$ ), in Abb. 7–5 b) dargestellt, zeigen ebenfalls sehr deutliche Unterschiede ( $p \leq 0.001$ ) zwischen den Sprungsystemen. Die Werte beim SJS sind dabei nahezu doppelt so groß im Vergleich zum DJ. Die DJ Werte liegen im Vergleich zu den von ARAMPATZIS et al. (1998) ermittelten Werten für die positive Arbeit wiederum etwas höher. Insgesamt betrachtet sind die Werte beim DJ und SJS bei der Normalbedingung (0,4 m) mit den bei der „height variation“ Studie erhaltenen Energiebeträgen vergleichbar. Innerhalb der Sprungsysteme zeigen die Veränderungen der Bedingungen beim SJS gegenüber der Normalbedingung signifikante Auswirkungen ( $p \leq 0.05$ ) auf den Energieoutput, wobei Überlast zu erhöhten Werten, Unterlast zu geringeren Werten führt. Die Unterschiede zwischen den Entlastungs- und Überlastbedingungen (SJS -30% / SJS -20% sowie SJS +30% / SJS +20%) sind jedoch nicht signifikant. Beim DJ unterscheiden sich lediglich die Unterlastbedingungen signifikant von der Normalbedingung ( $p \leq 0.001$ ), nehmen auch voneinander unterschiedliche Werte an ( $p \leq 0.01$ ), wobei der Output bei der Normalbedingung höhere Werte liefert. Die Überlastbedingungen zeigen keine so deutlichen und signifikanten Veränderungen beim Energieoutput, die Werte liegen hier zwar etwas

höher, zeigen hingegen im direkten Vergleich untereinander eher eine leichte und nicht signifikante Tendenz zur Reduktion mit Erhöhung der Belastung.

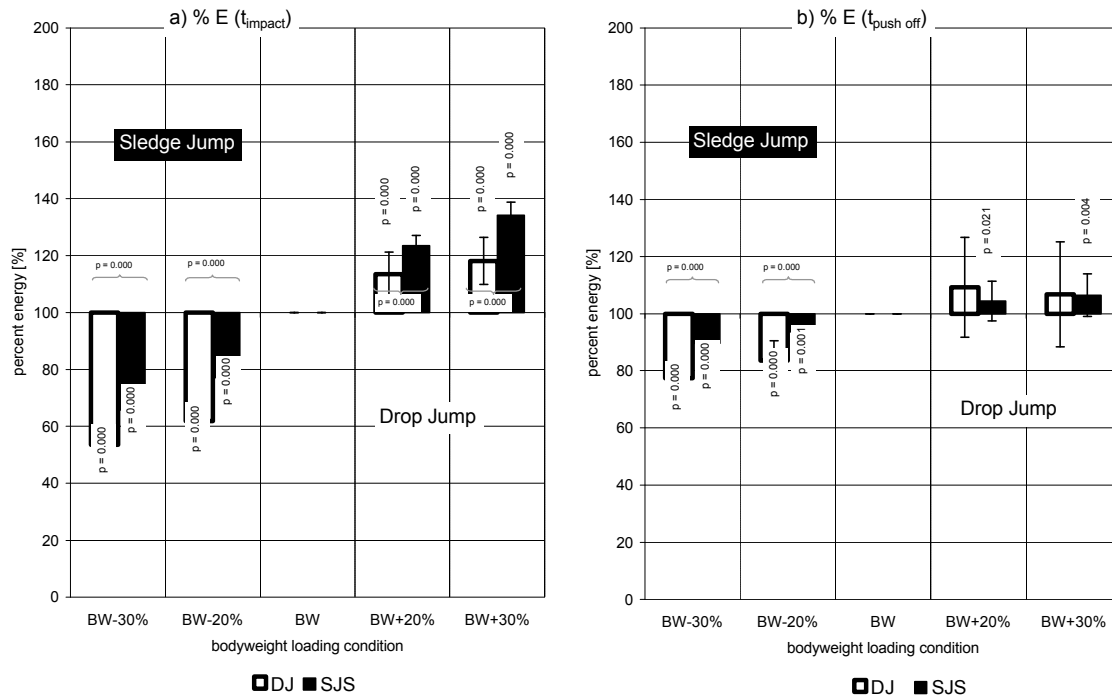


Abb. 7–6: Bedingungsnormalisierte Werte der Energie zum Zeitpunkt des ersten (a) und letzten (b) Bodenkontaktes (BW Bedingung = 100%).

Beim Vergleich der auf die BW Bedingung prozentual normierten Energiebeträge in Abb. 7–6 zeigen sich bei der Aufprallenergie (Abb. 7–6 a) % E (t<sub>impact</sub>)) dieselben Verhältnisse und Signifikanzen wie bei den Absolutwerten. Sämtliche Werte unterscheiden sich hochsignifikant von der Normbedingung und auch die systemübergreifenden Unterschiede sind hochsignifikant ( $p \leq 0.001$ ). Die relativen Werte beim SJS sind dabei in allen Versuchsbedingungen größer als beim DJ. Werden die Energiewerte zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes auf die BW Bedingung des jeweiligen Sprungsystems normiert (Abb. 7–6 b) % E (t<sub>push off</sub>)), so zeigen sich zwar auch hier dieselben systeminternen Veränderungen, die Systemunterschiede sind jedoch bei den Überlastbedingungen nicht mehr signifikant. Auch zeigt sich im Vergleich der prozentualen Energiebeträge zum Zeitpunkt des Aufpralls (t<sub>impact</sub>) und des Absprungs (t<sub>push off</sub>), dass sich die großen prozentualen Veränderungen der Energie beim Aufprall in nicht so großen und teilweise sogar nicht mehr signifikanten Veränderungen in der Energie beim Absprung zeigen. Dies bestätigen auch die Korrelations- und Regressionsanalysen in Abb. 7–7 c) und d). Bei beiden Systemen zeigt sich zwar ein deutlicher und signifikanter Zusammenhang ( $p \leq 0.01$ ) von Aufprall- und Absprungenergie mit Werten von  $r = 0.625$  beim DJ und  $r = 0.612$  beim SJS und einem Bestimmtheitsmaß von  $r^2 = 0.390$  beim DJ und  $r^2 = 0.375$  beim SJS, der Energietransfer vom Beginn der Bremsphase zum Ende der Beschleunigungsphase ist aber nicht sehr hoch. Dies bestätigt die Regressionsanalyse anhand der Gleichung für die Regressionsgeraden ( $y = a x + b$ ), mit einem Gradienten von  $a = 0,281$  beim DJ und  $a = 0,407$  beim SJS. Der etwa doppelt so hohe Gradient beim SJS zeigt, dass hier die Generierung der Energie zum Zeitpunkt des Lösens deutlich mehr von der Energie zum Zeitpunkt des Aufpralls bestimmt wird. Dies bestätigt der Gradient

von  $a = 0,3135$  bei der vergleichenden Regressionsanalyse der Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ( $E(t_{\text{push off}})$ ) zwischen den Sprungsystemen (vgl. Abb. 7–7 b)).

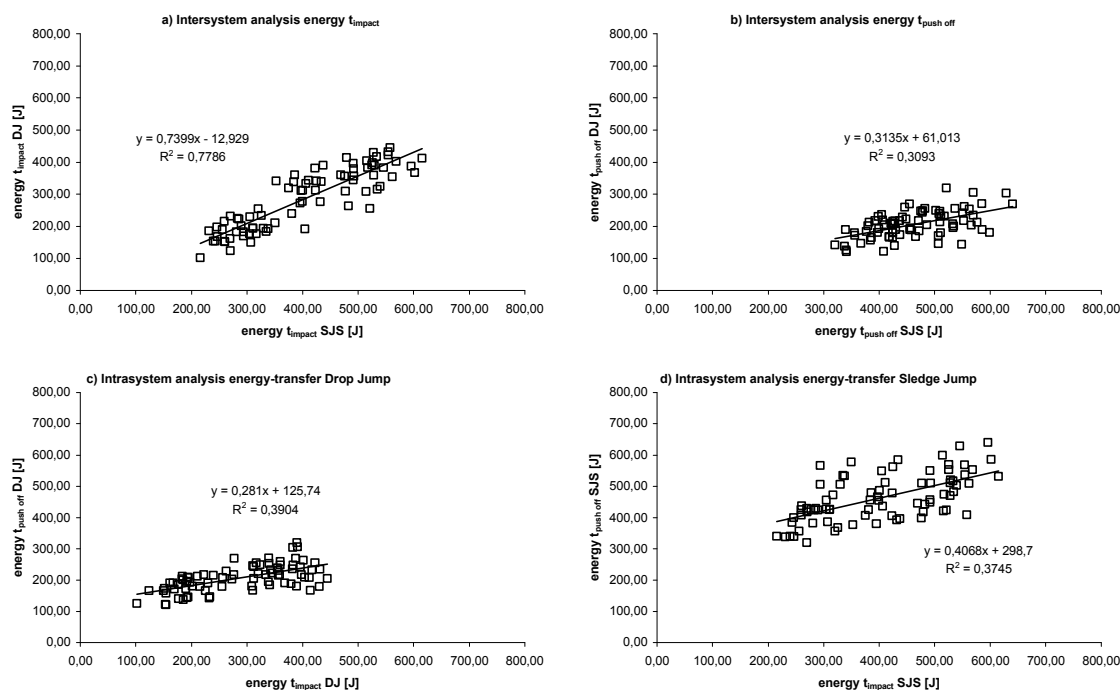


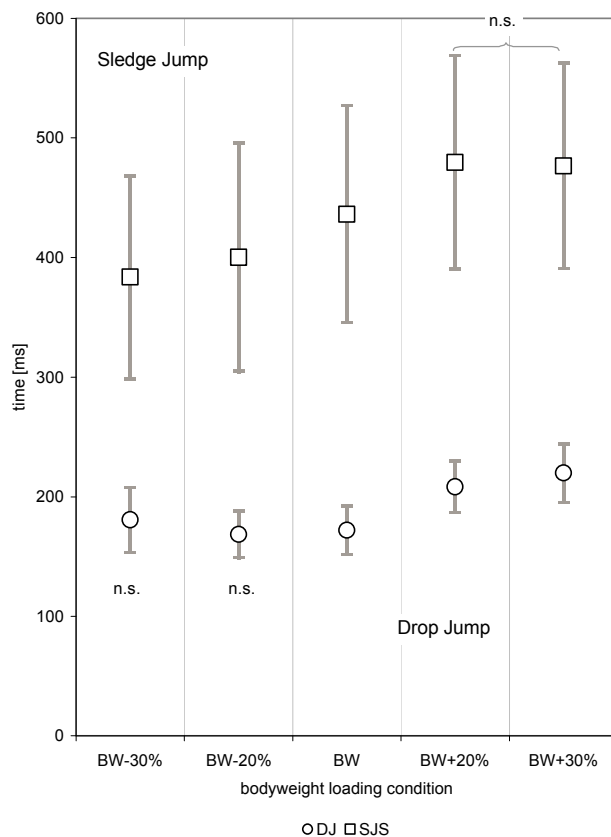
Abb. 7–7: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Energiebeträge zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS.

Die Korrelationsanalyse der Energiebeträge zum Zeitpunkt des Aufpralls zeigt mit  $r = 0,882$  und  $r^2 = 0,778$  einen sehr hohen und signifikanten Zusammenhang ( $p \leq 0,01$ ). Zudem wird durch den aus der Regressionsanalyse gewonnenen Gradienten von  $a = 0,7399$  deutlich, dass die durch die Massenveränderung beim DJ verursachten Erhöhungen der Aufprallenergie nur ca. dem 0,75fachen der Veränderungen beim SJS entsprechen. Die hier beobachtbaren Ergebnisse der Korrelations- und Regressionsanalyse sind sehr gut mit dem bei der „height variation“ gewonnenen Korrelations- und Regressionsparametern vergleichbar und deuten auf die einheitliche Systematik der belastungsbedingten Veränderungen hin.

## 7.2.4 Bodenkontaktzeiten

Die belastungsbedingten Auswirkungen auf die gesamten Bodenkontaktzeiten bei beiden Sprungsystemen sind in der nachfolgenden Abb. 7–8 dargestellt. Analog zu den Ergebnissen bei der „height variation“ Studie zeigen sich die Bodenkontaktzeiten bei allen Belastungsstufen zwischen DJ und SJS signifikant unterschiedlich ( $p \leq 0,001$ ). Dabei sind die Kontaktzeiten beim SJS im Vergleich zum DJ mindestens doppelt so lang und weisen eine größere interindividuelle Streubreite auf. Betrachtet man die Veränderungen durch die Belastungsbedingung, so zeigen sich die Kontaktzeiten beim SJS auf alle Belastungsbedingungen signifikant von der Normalbedingung verschieden ( $p \leq 0,01$ ). Während sich aber die Entlastungsbedingungen (SJS -30% / SJS -20%) im direkten Vergleich

merklich unterscheiden ( $p \leq 0.02$ ), ist dies bei den Kontaktzeiten bei Überlast (SJS +20% / SJS +30%)



nicht der Fall, die Werte verringern sich mit zunehmender Belastung sogar leicht. Beim DJ sind die Kontaktzeiten in Unterlast nur leicht und nicht signifikant von der Normalbedingung verschieden. Allerdings unterscheiden sie sich untereinander signifikant, wobei die DJ -30% gegenüber der DJ -20% Bedingung zu längeren Bodenkontaktzeiten führt. Die Belastungserhöhung gegenüber der BW Bedingung verlängert dann die Bodenkontaktzeiten signifikant und auch die Erhöhung innerhalb der Überlastbedingungen bewirkt eine weitere Steigerung ( $p \leq 0.001$ ). Die Dauer der Bodenkontaktphase ist verglichen mit den von AVELA et al. (1996) veröffentlichten Werten in dieser Untersuchung bei beiden Sprungsystemen etwas kürzer.

Abb. 7–8: Dauer der gesamten Bodenkontaktphase beim DJ und SJS in Abhängigkeit von der Belastungsbedingung.

Um die phasenspezifische Sensibilität noch etwas genauer herauszustellen, werden nachfolgend (Abb. 7–9) die Kontaktzeiten in Brems- und Beschleunigungsphase getrennt und an der BW Bedingung normalisiert dargestellt. Die Analyse der bedingungsnormalisierten und phasenspezifischen Kontaktzeiten zeigen beim DJ und SJS ein ähnliches Verhalten. Belastungserhöhungen sorgen bei beiden Sprungsystemen zu signifikanten Verlängerungen aller betrachteten Kontaktzeiten ( $p \leq 0.005$ ), wobei die prozentualen Veränderungen beim DJ größer sind. Die Auswirkungen der Körpergewichtsentlastungen sind bei den Bedingungen nicht einheitlich. Während sich beim DJ nur geringe prozentuale Veränderungen zeigen, sind die Kontaktzeiten beim SJS signifikant verringert. Mit zunehmender Belastung (DJ -30% / DJ -20% und DJ +20% / DJ +30%) werden beim DJ auch die normalisierten Bodenkontaktzeiten signifikant länger ( $p \leq 0.05$ ), während beim SJS die Belastungsvergleiche in Unter- und Überlast (SJS -30% / SJS -20% und SJS +20% / SJS +30%) nicht signifikant ausfallen. Interessant gestaltet sich die Betrachtung der Bodenkontaktzeiten: Im Gegensatz zur „height variation“ Studie, bei der die Bodenkontaktzeiten der Bremsphase den am sensibelsten reagierenden Parameter darstellte, sind bei dieser Untersuchung alle phasenbezogenen Kontaktzeiten gleichermaßen betroffen.

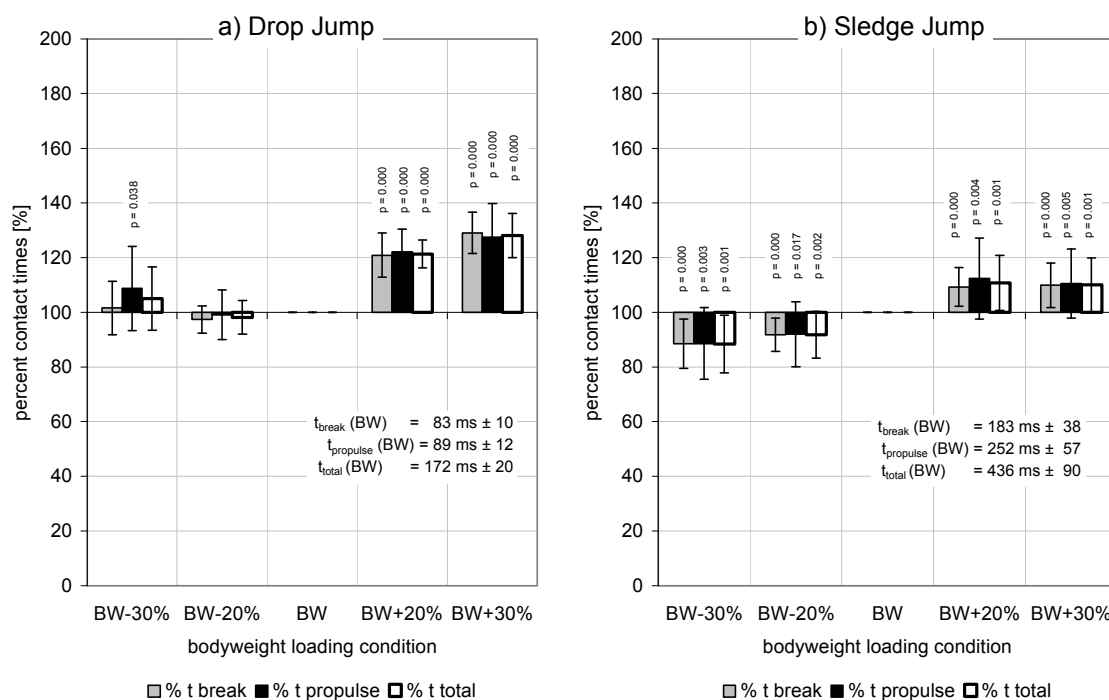


Abb. 7–9: Bedingungsnormalisierte Werte der Brems- ( $t_{break}$ ), Beschleunigungs- ( $t_{propulse}$ ) und gesamten Bodenkontaktzeiten ( $t_{total}$ ) beim DJ (a) und SJS (b). (BW Bedingung = 100%).

## 7.2.5 Brems und Beschleunigungsleistung

Die phasenbezogenen mittleren Leistungskennwerte, ermittelt durch die Division der Energie zum Zeitpunkt des ersten und letzten Bodenkontaktes mit den entsprechenden Bodenkontaktzeiten, sind in Abb. 7–10 dargestellt. Die in Abb. 7–10 a) dargestellte Bremsleistung charakterisiert die Leistung, die benötigt wird, um die zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes vorhandene Energie während der negativ dynamischen Phase des Bodenkontaktes zu kompensieren. Diese Bremsleistung steigt beim SJS mit zunehmender Körpergewichtsbelastung signifikant an ( $p \leq 0.01$ ). Dagegen nimmt sie beim DJ innerhalb der Unterlastbedingungen zu, erreicht bei der BW Bedingung ein Maximum und reduziert sich dann wieder, wobei sich die BW +20% und BW +30% Bedingungen nicht signifikant voneinander unterscheiden. Beim Vergleich der Sprungsysteme ist ein hochsignifikanter Unterschied der Leistungskennwerte festzustellen ( $p \leq 0.001$ ). Die Leistungsbeträge beim DJ sind mit denen der „height variation“ Studie vergleichbar. Die Beträge am SJS liegen etwas höher im Vergleich zur vorhergehenden Untersuchung.

Betrachtet man die Beschleunigungsleistung, so kann man feststellen, dass beim DJ die höchsten Werte bei der BW Bedingung und beim SJS bei der BW -20% Bedingung erzielt werden. Während die Unter- und Überlastbedingungen beim DJ aber zu signifikant ( $p \leq 0.01$ ) geringeren Werten führen, sind die Unterschiede beim SJS nicht signifikant. Zusätzlich sorgt beim DJ die Belastungssteigerung von BW +20% auf BW +30% zu geringen, aber nicht signifikanten Reduktionen in der Beschleunigungsleistung. Betrachtet man die Unterschiede zwischen den Sprungsystemen, so sind



die DJ - Werte lediglich bei der BW und der BW +20% Bedingung signifikant höher, die restlichen Belastungsbedingungen unterscheiden sich nur geringfügig.

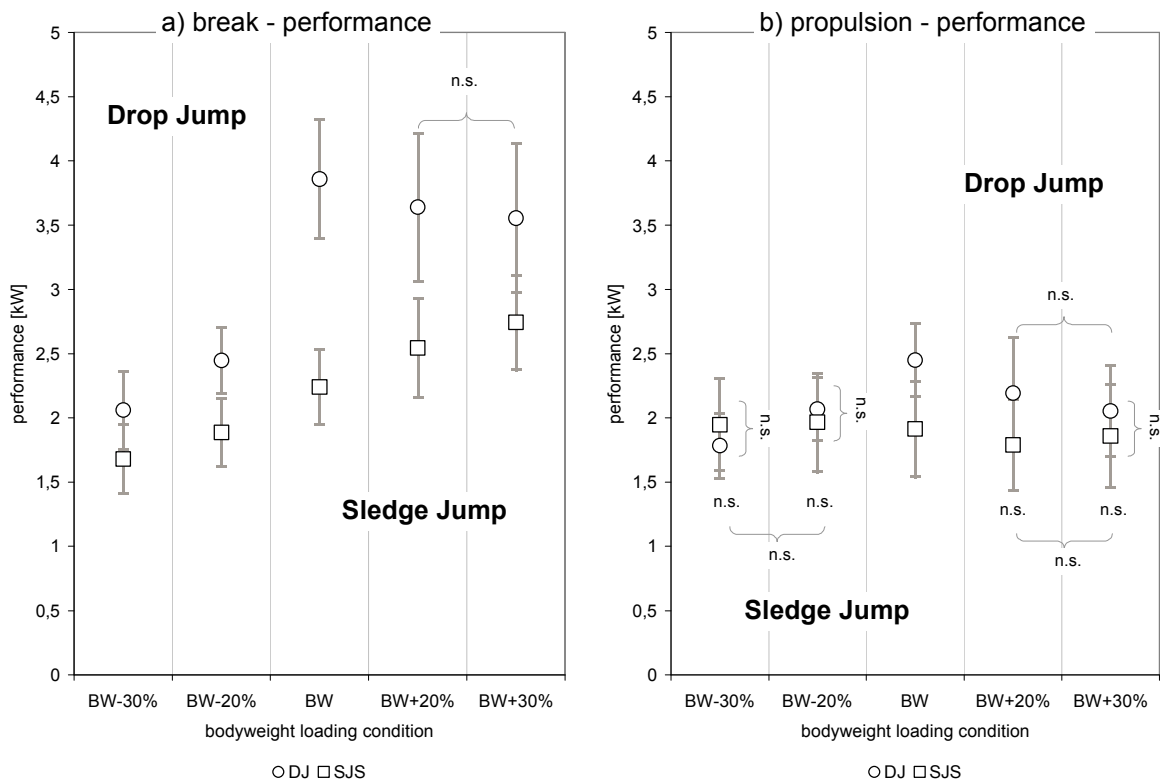


Abb. 7–10: Brems- und Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS

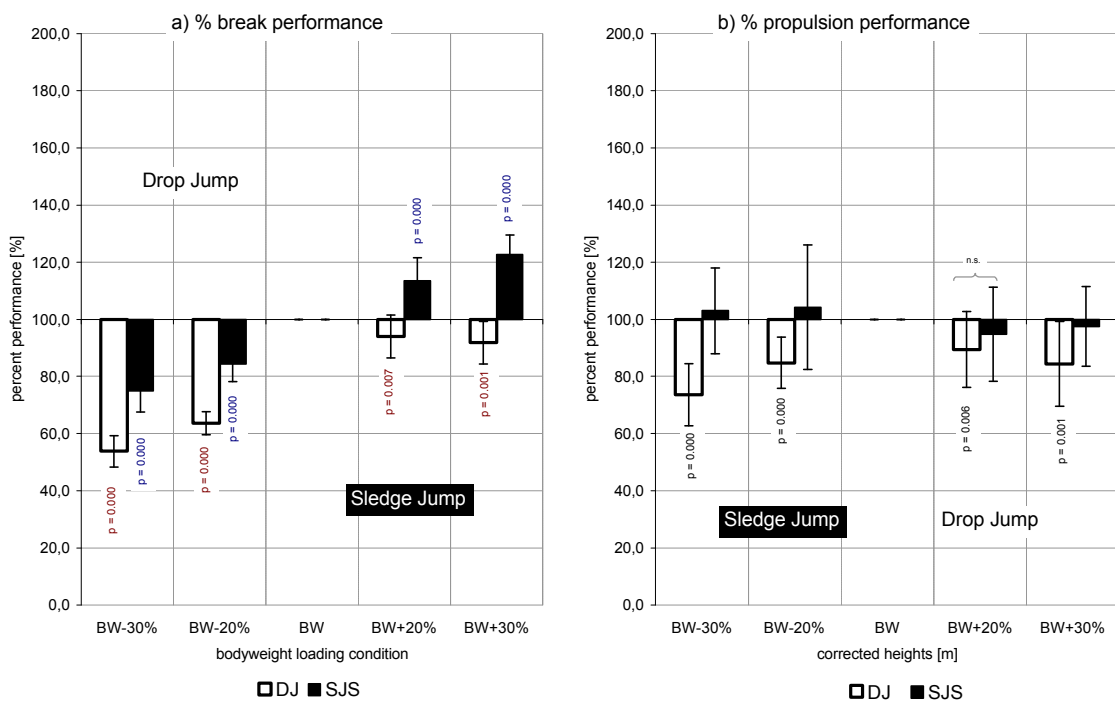


Abb. 7–11: Bedingungsnormalisierte Werte der a) Brems- und b) Beschleunigungsleistung beim DJ und SJS. (BW Bedingung = 100%)

Die Analyse der bedingungsnormalisierten Werte der Bremsleistung zeigt beim DJ eine 35 - 50%ige Reduktion der Bremsleistung in der Unterlastbedingung. Im Vergleich hierzu sind die Reduktionen beim SJS geringer. Dies deckt sich auch mit den Ergebnissen beim „height variation“ Projekt. Dahingegen reagieren die Probanden bei den Überlastbedingungen im Gegensatz zur oben genannten Untersuchung beim DJ mit signifikanten Verringerungen ( $p \leq 0.01$ ) der Bremsleistung. Beim SJS kommt es weiterhin zu Erhöhungen der Bremsleistung ( $p \leq 0.001$ ). Die Systemunterschiede bei den normalisierten Werten sind auf den jeweiligen Über- und Unterlastbedingungen signifikant. Betrachtet man die bedingungsnormalisierten Werte der Beschleunigungsleistung, so zeigen diese ein zu den Verhältnissen der „height variation“ Studie vergleichbares Bild. Die prozentualen Leistungsveränderungen beim DJ sind auf allen Belastungsstufen signifikant verringert ( $p \leq 0.01$ ), während sie sich beim SJS nur geringfügig und nicht signifikant verändern. Die Prozentwerte sind im Systemvergleich auf allen Belastungsstufen, mit Ausnahme der BW +20% Bedingung, voneinander verschieden, wobei die DJ Werte geringer sind.

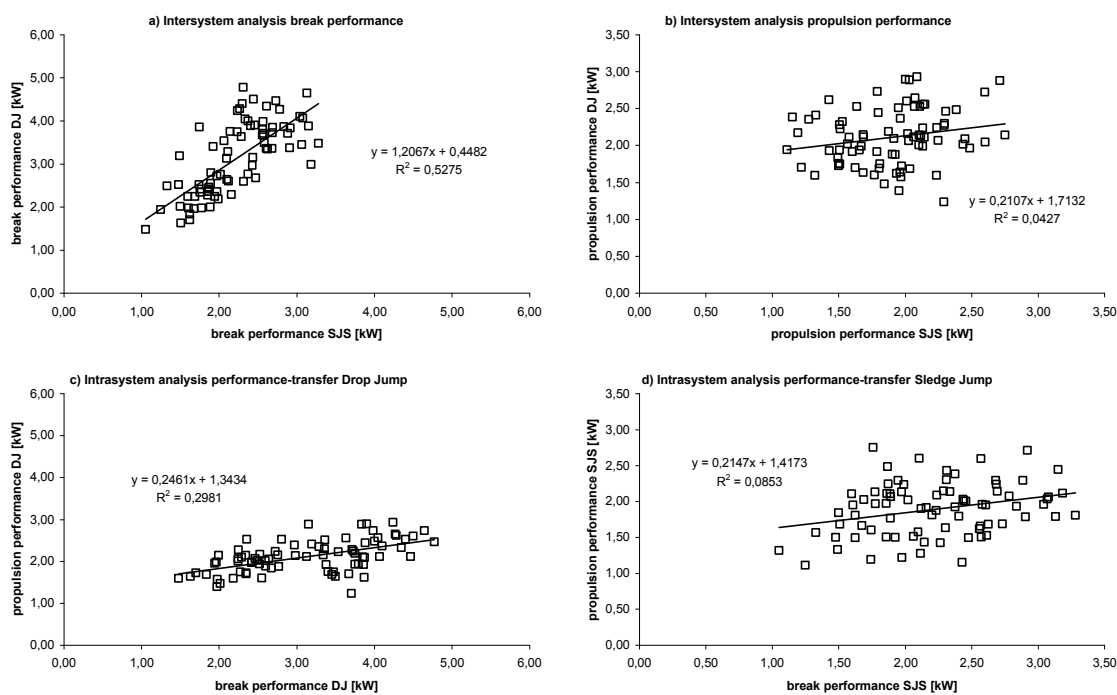


Abb. 7–12: Korrelation, Regression und Zusammenhang der Brems- und Beschleunigungsleistung innerhalb und zwischen den Sprungsystemen: DJ und SJS.

Analysiert man in diesem Zusammenhang die Korrelationen der Bremsleistungen zwischen den Sprungsystemen (Abb. 7–12 a)), so zeigt sich ein hoher Zusammenhang mit  $r = 0.726$  und  $r^2 = 0.5275$ . (sig.  $p \leq 0.01$ ). Die höhere Bremsleistung beim DJ zeigt sich sehr gut durch den Gradienten der Regressionsgeraden ( $y = a x + b$ ) von  $a = 1.2$ . Demgegenüber zeigen die Beschleunigungsleistungen (Abb. 7–12 b)) mit  $r = 0.207$  und  $r^2 = 0.0427$  einen nur niedrigen Zusammenhang, der zudem nicht signifikant ist ( $p > 0.05$ ). Es deutet darauf hin, dass die Beschleunigungsleistung beim DJ nicht mit der Beschleunigungsleistung beim SJS vergleichbar ist. Betrachtet man den Zusammenhang der Leistung in der Bremsphase mit der in der Beschleunigungsphase generierten Leistung, (Abb. 7–

12 c)), so zeigt sich beim DJ eine mittlere Abhängigkeit ( $r = 0.546$  und  $r^2 = 0.2981$ ), die auf dem  $p \leq 0.01$  Niveau signifikant ist. Der Gradient von  $a = 0,2461$  deutet darauf hin, dass eine Erhöhung der Bremsleistung auch zu einer Erhöhung der Beschleunigungsleistung führen kann, allerdings nur in einem Verhältnis von 4 : 1. Etwas anders verhält es sich beim SJS (Abb. 7–12 d)). Hier ist mit  $r = 0.292$  und  $r^2 = 0.0853$  ein niedriger, aber noch signifikanter Zusammenhang ( $p \leq 0.01$ ) zwischen den Leistungskennwerten der Brems- und Beschleunigungsphase feststellbar. Der Gradient der dargestellten Regressionsgeraden liegt in etwa im Bereich der Werte des DJ.

## 7.2.6 Maximale Bodenreaktionskräfte

Die maximalen Bodenreaktionskräfte und die bedingungsnormalisierte Auswertung sind in der nachfolgenden Abbildung dargestellt.

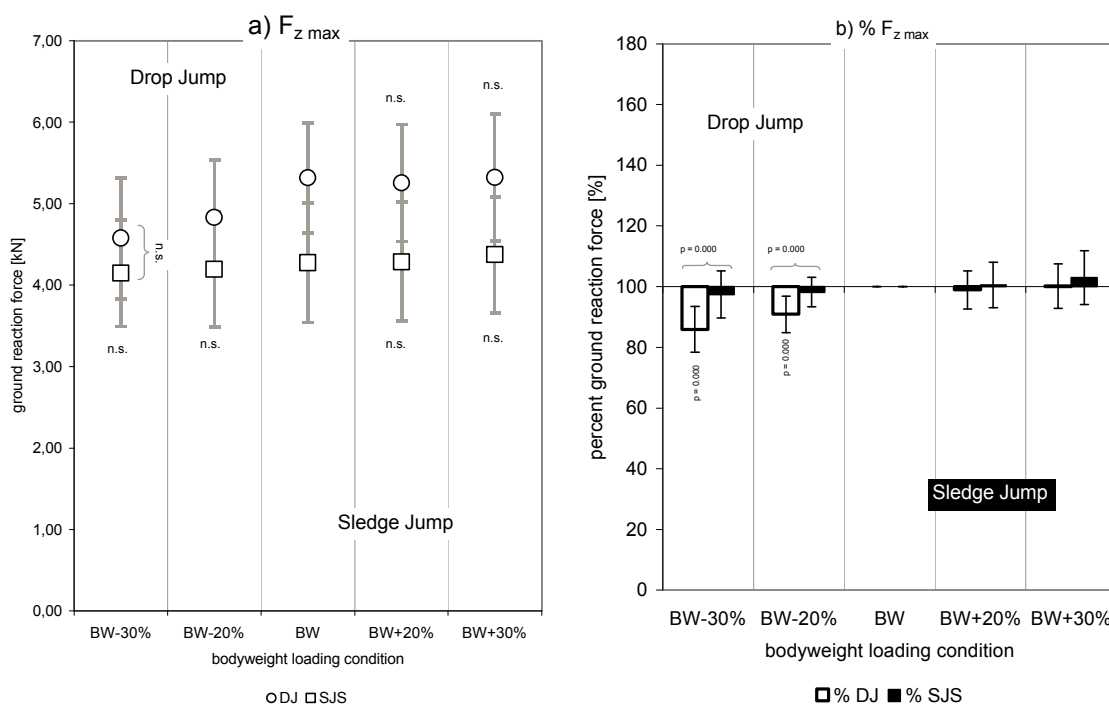


Abb. 7–13: Maximale Bodenreaktionskräfte in z- Richtung. a) Absolutwerte und b) bedingungsnormalisierte Werte (BW Bedingung = 100%).

Die maximalen Bodenreaktionskräfte beim SJS unterscheiden sich bei den veränderten Lastbedingungen nur geringfügig und nicht signifikant von der Normalbedingung. Dies zeigen die Absolut- und Prozentwerte in Abb. 7–13 a) und b), wobei die Absolutwerte im Mittel etwas unter denen der „height variation“ Studie liegen. Im Gegensatz dazu lassen die Werte beim DJ erkennen, dass die Reduktion der Belastung auch zu einer deutlichen Reduktion ( $p \leq 0.01$ ) der Bodenreaktionskraft führt, während Erhöhungen der Belastung nur minimale Auswirkungen haben. Der Systemvergleich zeigt, dass die DJ Werte auf fast allen Stufen signifikant ( $p \leq 0.05$ ) höher sind als die SJS Werte, ausgenommen die BW-30% Bedingung. Die bedingungsnormalisierten Prozentwerte weisen im Vergleich hierzu nur auf den Entlastungsstufen signifikante Systemunterschiede auf, während sich die Überlastbedingungen nicht voneinander unterschiedlich verhalten.

Der Kraftanstieg während der ersten 30 ms nach dem Aufprall (Abb. 7–14 a)) zeigt beim DJ und SJS ein nahezu gegensätzliches Verhalten. Die Veränderung der Körpergewichtsbelastung sorgt beim DJ für eine Erhöhung des Kraftanstieges bis zur Normalbedingung und bei Überlast für eine Reduktion des Kraftanstieges. Beim SJS führen die Werte des Kraftanstieges bei den Unterlastbedingungen zu keinen Veränderungen gegenüber der BW Bedingung, während Überlast für eine Erhöhung des Kraftanstieges sorgt.

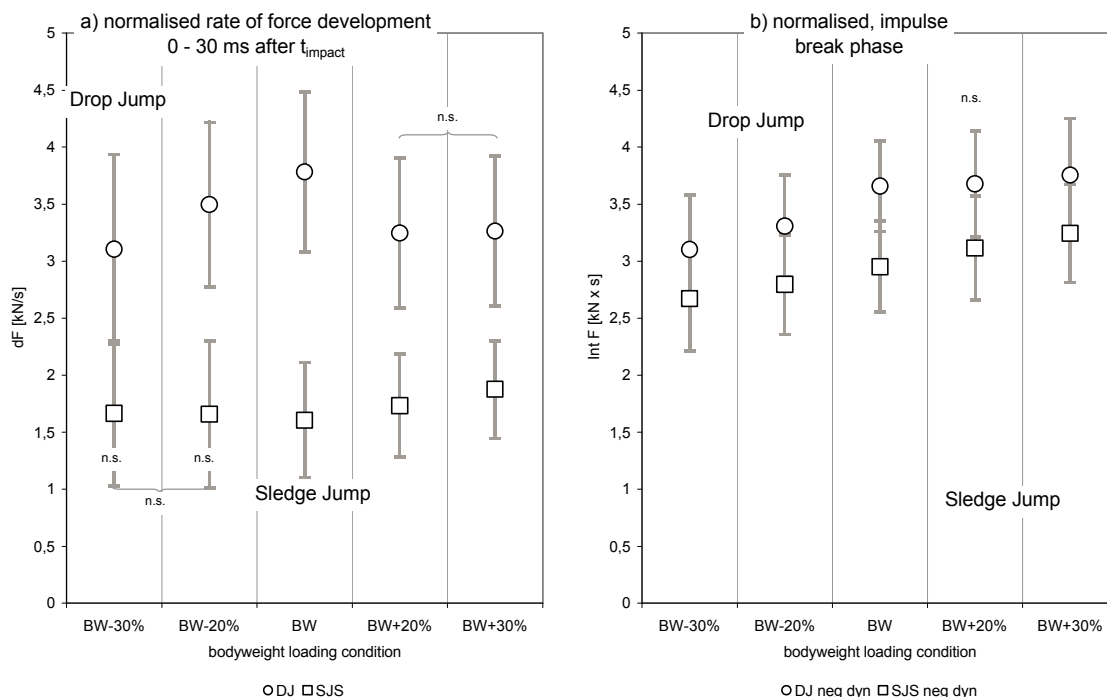


Abb. 7–14: a) Zeitnormalisierter Kraftanstieg in der Phase 0 – 30 ms nach dem Aufprall und b) zeitnormalisierter Kraftstoß während der negativ – dynamischen Phase

Die belastungsbedingten Veränderungen beim Kraftstoß während der negativ - dynamischen Phase (Abb. 7–14 b)) hingegen sind bei beiden Sprungsystemen vergleichbar. Allerdings sind im Systemvergleich die Werte beim DJ signifikant höher ( $p \leq 0.01$ ). Analysiert man den Kraftstoß während der positiv - dynamischen Phase (Abb. 7–15), so zeigen sich mit Ausnahme der DJ-30% Bedingung nur geringe belastungsbedingte oder systemabhängige Unterschiede. Die Werte beim DJ sind dabei etwas niedriger als beim SJS.

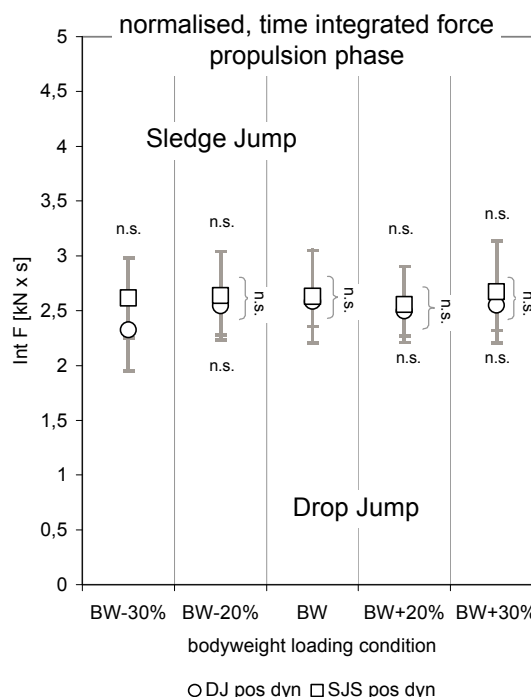


Abb. 7–15: Zeitnormalisierter Kraftstoß während der positiv - dynamischen Phase

## 7.2.7 Maximale Gelenkwinkel und durchschnittliche Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk

Für die weitere Analyse der belastungsbedingten Veränderungen der mechanischen Parameter sind nachfolgend die maximalen Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk dargestellt. Die Grafik zeigt die Gruppenmittelwerte und Standardabweichungen der Winkel beim DJ und SJS sowie eventuelle signifikante Unterschiede auf.

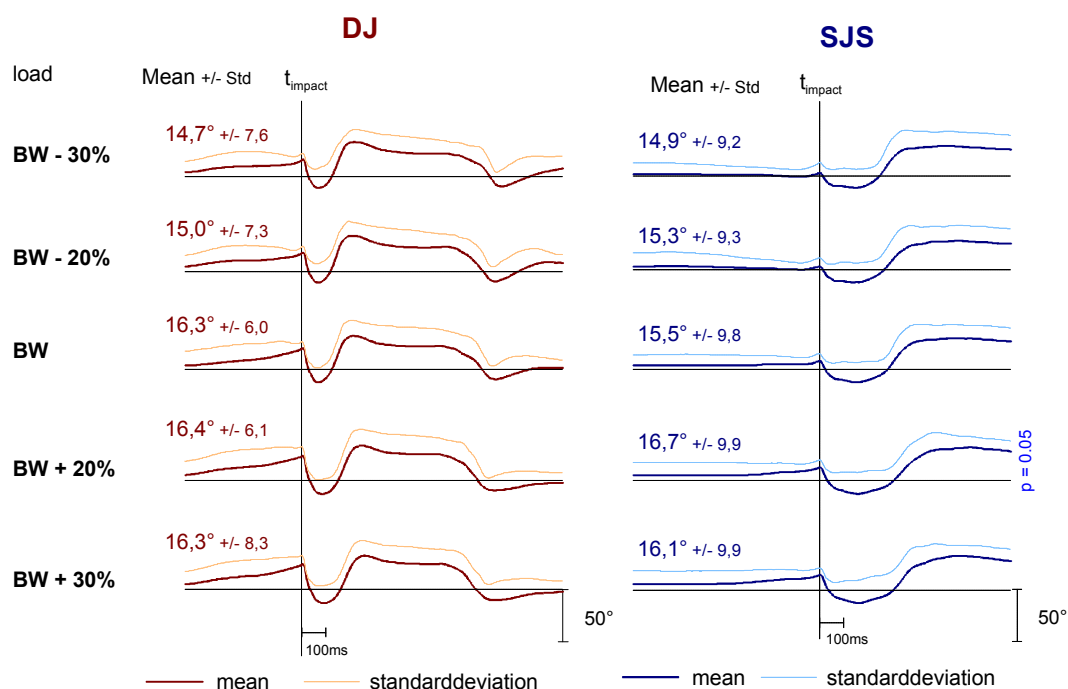


Abb. 7–16: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk beim DJ und SJS. Die Kurven stellen jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Gesamtgruppe dar. Die Signifikanzprüfung erfolgt gegenüber der BW - Bedingung.

Die maximalen Dorsalflexionswinkel beim DJ und SJS zeigen nur sehr geringe belastungsbedingte Veränderungen, die lediglich beim SJS +20% gegenüber der Normalbedingung signifikant sind. Auch zwischen den Sprungsystemen ist kein Unterschied festzustellen. Demgegenüber unterscheiden sich aber die Gelenkwinkel zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes sehr deutlich zwischen den Sprungsystemen ( $p \leq 0,05$ ). Beim DJ ist dabei ein deutlich größerer Plantarflexionswinkel (DJ BW:  $-16,0^\circ \pm 9,5$ ) im Vergleich zum SJS (SJS BW:  $-7,9^\circ \pm 7,2$ ) zu beobachten. Innerhalb der Sprungsysteme führt eine stufenweise Zunahme der Belastung von BW -30% bis BW +30% beim SJS und beim DJ (BW -20% zu BW +30%) jeweils zu signifikanten Erhöhungen der Plantarflexion zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes. Die Probanden kommen somit bei höher werdender Belastung mit gestreckteren Füßen auf die Kraftmessplatte auf. Die Streckaktion im Sprunggelenk findet dabei in unmittelbarer zeitlicher Nähe zum Bodenkontakt statt, was die qualitative Analyse der Gelenkwinkelkurven zeigt und der Vergleich mit den Gelenkwinkelstellungen 100 ms vor dem Bodenkontakt ergibt. Dies spiegelt auch die Ergebnisse der „height variation“ Studie wider.

Die Gelenkwinkelstellungen zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ändern sich innerhalb der Sprungsysteme nicht signifikant, so dass hierbei kein belastungsbedingter Einfluss sichtbar wird. Die Sprungsysteme zeigen sich dagegen beim Sprunggelenkwinkel zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes signifikant verschieden. Hier sind die Plantarflexionswinkel beim SJS größer, die Probanden verlassen die Kraftmessplattform mit gestreckteren Fußstellungen im Vergleich zum DJ ( $p \leq 0.05$ ).

Die maximalen Beugewinkel im Kniegelenk (Abb. 7–17) sind auf den Belastungsstufen BW -20%, BW und BW +20% zwischen den Sprungsystemen signifikant unterschiedlich, während die anderen Belastungsstufen sich zwar auch unterscheiden, aber aufgrund der hohen Standardabweichungen keine signifikanten Unterschiede zeigen. Dabei sind die Gelenkwinkel beim SJS deutlich größer. Belastungsabhängige Veränderungen sind beim DJ nur bei der Bedingung BW +20% gegenüber der Normalbedingung zu beobachten, alle anderen Werte variieren nur geringfügig. Beim SJS zeigt sich mit Zunahme der Belastung auch eine Zunahme der maximalen Kniegelenkwinkel, die größtenteils auch signifikant ist ( $p \leq 0.05$ ).

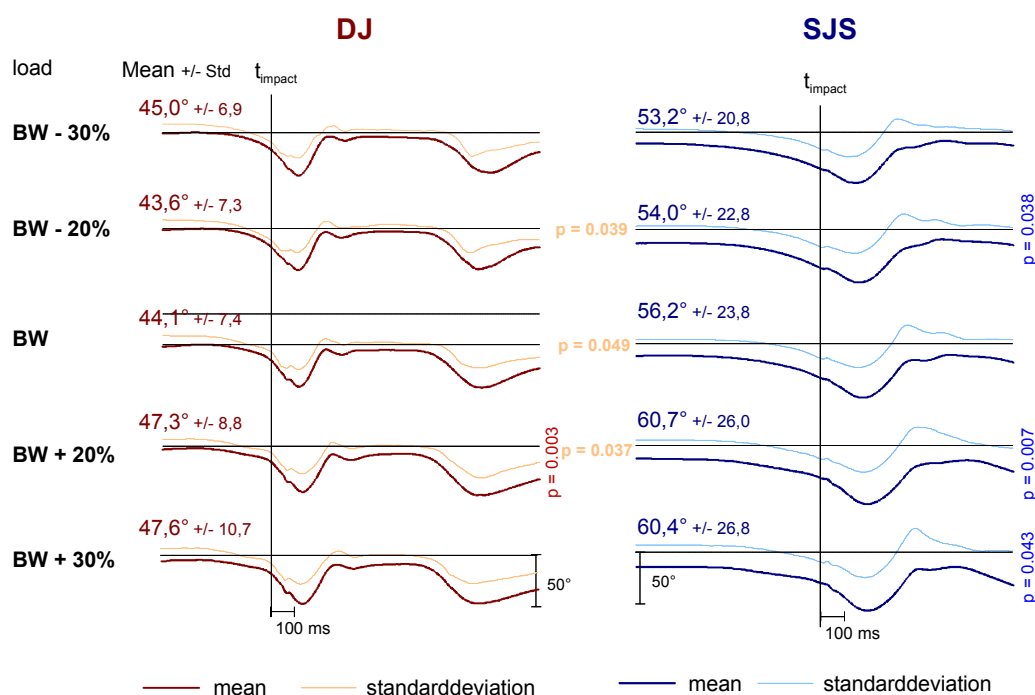


Abb. 7–17: Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen der maximalen Flexionswinkel im Kniegelenk beim DJ und SJS. Die Kurven stellen jeweils die Mittelwerte und Standardabweichungen der Kniegelenkwinkel der Gesamtgruppe dar.

Von Bedeutung sind auch die Gelenkwinkelstellungen im Kniegelenk zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes. Diese ändern sich zwar nicht mit der Höhe der Belastung, sind aber zwischen den Sprungsystemen signifikant verschieden ( $p \leq 0.02$ ). Dabei kommen die Probanden beim SJS bereits mit einem stärker gebeugten Kniegelenk beim ersten Kontakt auf der Kraftmessplatte an. Dies zeigt sich auch bei der Analyse der Kniegelenkwinkel 100 ms vor dem Bodenkontakt.

Vergleicht man die Gelenkwinkel zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes, so zeigt sich, dass hier keine Unterschiede durch die Belastungsvariation und auch keine großen Unterschiede durch die

Systemvariation hervorgerufen werden. Dies zeigt zum einen die graphische Betrachtung der Summenkurven und zum anderen die statistische Signifikanzprüfung der Mittelwertsunterschiede.

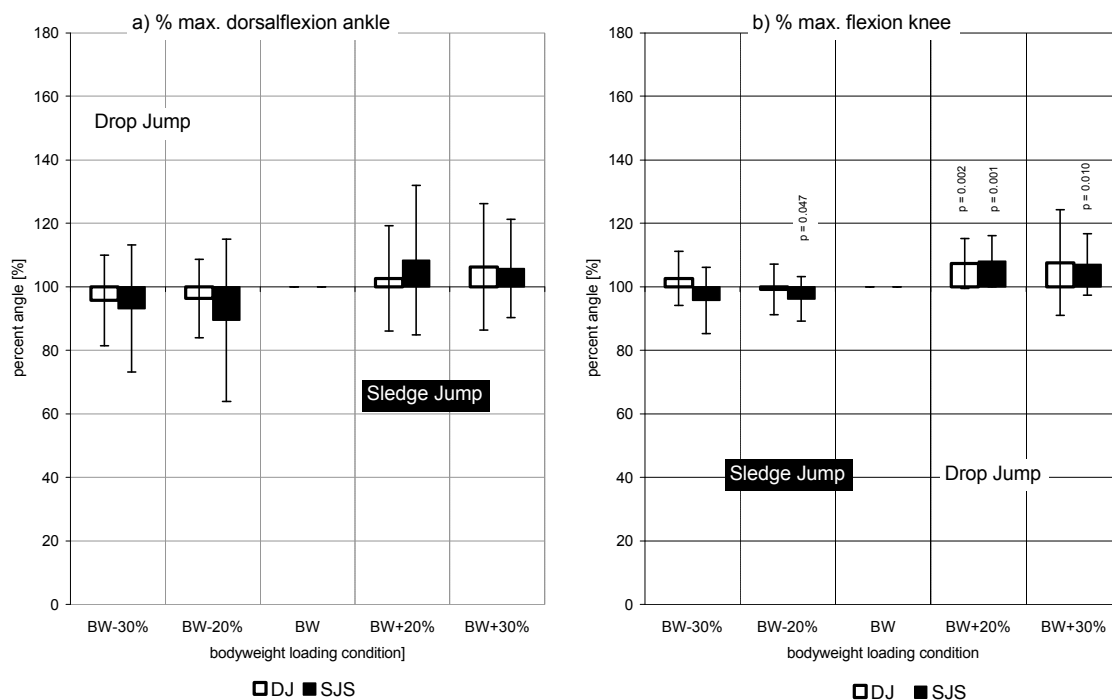


Abb. 7–18: Bedingungsnormalisierte Werte der maximalen a) Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk und b) Flexionswinkel im Kniegelenk (BW Bedingung = 100%).

Die bei der Betrachtung der Absolutwerte beobachtbaren nur geringen Unterschiede der maximalen Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk zeigen sich auch bei der bedingungsnormalisierten Analyse. Die nur leichten Verringerungen des Sprunggelenksbeugewinkels in Unterlast und leichten Erhöhungen bei Überlast sind nicht signifikant. Bei beiden Sprungsystemen sind die Veränderungen vergleichbar. Auch bei der Betrachtung des Kniegelenks zeigen die bedingungsnormalisierten Werte das bereits bei den Absolutwerten dargestellte Bild. Durch die Normierung zeigt es sich, dass das Verhalten der Winkel, vorrangig die Vergrößerung des maximalen Beugewinkels mit Überlast, bei beiden Sprungsystemen ähnliche Ergebnisse zeigt.

Neben den Gelenkwinkelpositionen zu bestimmten Zeitpunkten der Bewegungsphase sind vorrangig die Winkelgeschwindigkeiten in den betrachteten Gelenken von Bedeutung. Durch ihre Kausalität für die Auslösung von Muskelspindelreflexen haben sie für die Analyse der neurophysiologischen Parameter eine wichtige Bedeutung. Nachfolgend sind die über die negativ dynamische Bodenkontaktphase gemittelten Werte der Winkelgeschwindigkeiten im Sprung- und Kniegelenk dargestellt (Abb. 7–19). Analog zur „height variation“ Studie zeigen die Winkelgeschwindigkeiten infolge einer Veränderung der Belastung im Sprung- und Kniegelenk deutliche Unterschiede. Die Geschwindigkeitswerte beim DJ sind deutlich und signifikant ( $p \leq 0.001$ ) höher als beim SJS. Wiederum sind die Werte von Knie- und Sprunggelenk beim SJS miteinander vergleichbar. Die Werte beim DJ entsprechen den von GOLLHOFER / KYROLAINEN (1991) gefundenen Werten. Belastungsbedingt reagieren die Knie- und Sprunggelenkwinkelgeschwindigkeiten beim SJS mit einer leichten und signifikanten Erhöhung der Beugegeschwindigkeit ( $p \leq 0.05$ ). Beim DJ sind die

Geschwindigkeitswerte im Sprunggelenk gegenüber der BW Bedingung in Überlast und Unterlast signifikant verringert ( $p \leq 0.05$ ). Beim Kniegelenk verursacht die Belastungsvariation keinen signifikanten Unterschied gegenüber der Normalbedingung.

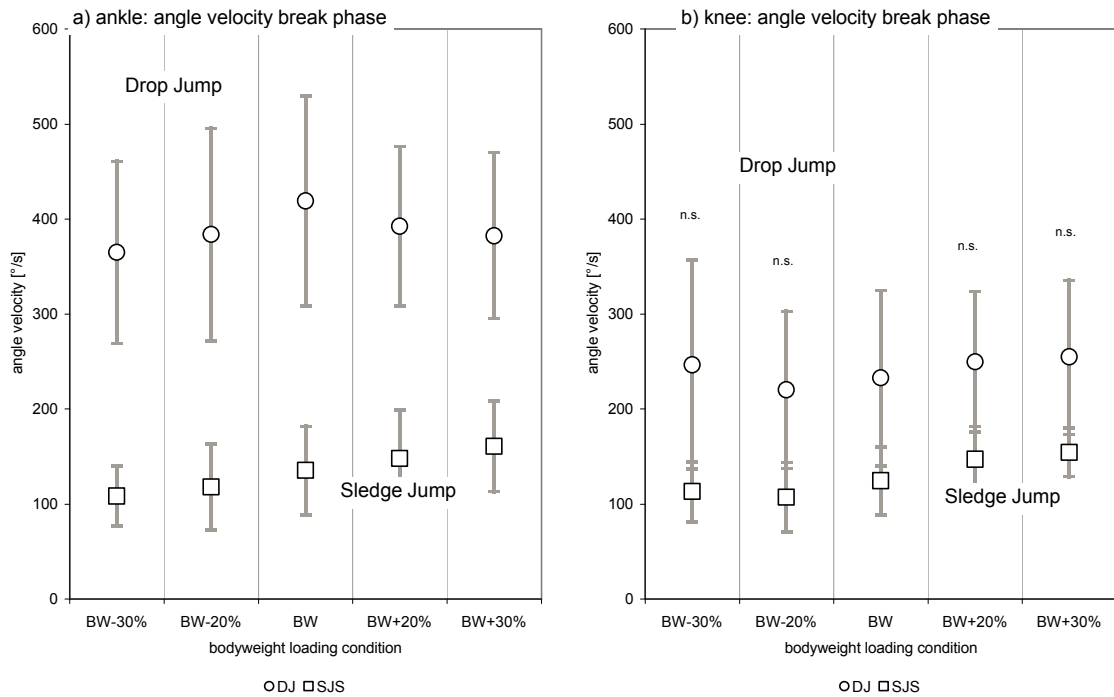


Abb. 7–19: Mittlere Winkelgeschwindigkeiten beim Sprung- und Kniegelenk während der negativ dynamischen Bodenkontaktphase.

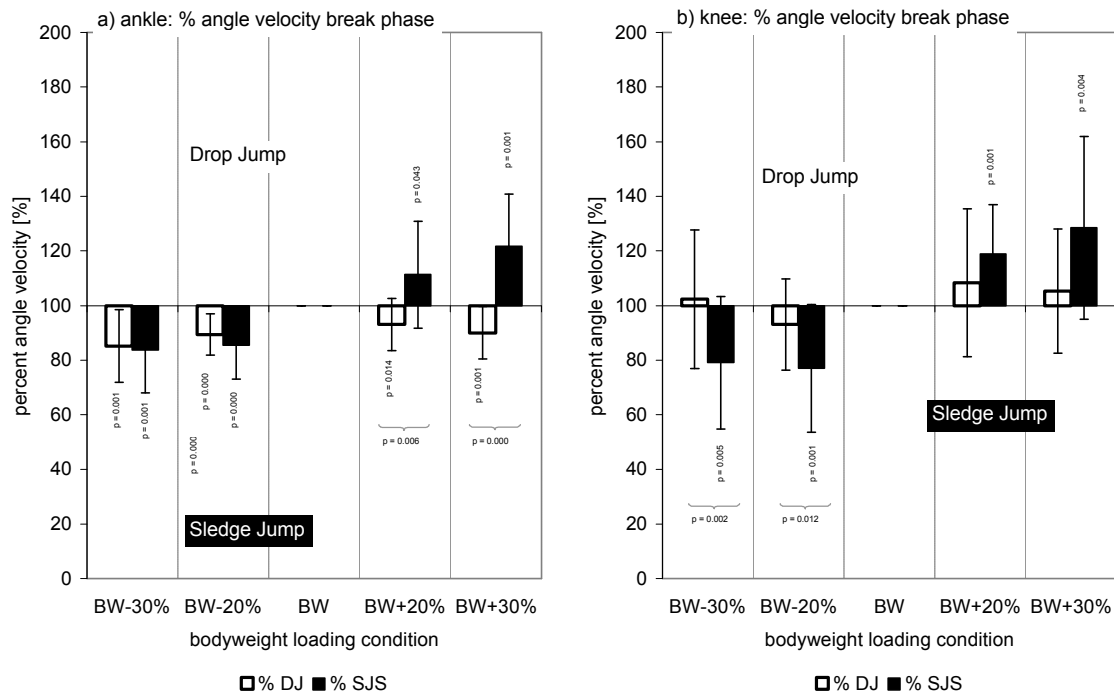


Abb. 7–20: Bedingungsnormalisierte Werte der mittleren Winkelgeschwindigkeiten am Sprung- und Kniegelenk während der negativ dynamischen Phase beim DJ und SJS (BW Bedingung = 100%).



Die Betrachtung der auf die BW Bedingung normierten und somit zwischen DJ und SJS vergleichbar gemachten Werte der Winkelgeschwindigkeiten in Abb. 7–20, bestätigt die bei den Absolutwerten beobachteten Veränderungen innerhalb der Sprungsysteme. Zwischen den Sprungsystemen zeigt sich jedoch die unterschiedliche Reaktion auf die Lastveränderungen. Beim Sprunggelenk reagieren die Winkelgeschwindigkeiten in Überlast signifikant unterschiedlich, beim Kniegelenk in Unterlast. Dies deutet auch auf unterschiedliche Mechanismen der Lastbewältigung bei den verglichenen Sprungsystemen hin.

### **7.3 Analyse der Belastungsauswirkungen auf die neuromuskulären Aktivierungsmuster und das IEMG**

Bei allen Versuchsbedingungen wurden die spezifischen Aktivierungsmuster der betrachteten Muskeln mit Hilfe von gleichgerichteten Oberflächen - EMG's erhoben. Die 5 Sprünge eines jeden Probanden wurden für die Analyse der phasenspezifischen IEMG Werte und der spezifischen Muster auf das Signal des ersten Bodenkontaktes synchronisiert (erster Anstieg des Signals der Kraftmessplatte), summiert und gemittelt. Die Folge davon ist, dass sich systematische Besonderheiten der neuromuskulären Aktivierungscharakteristika besonders deutlich zeigen und Zufälligkeiten oder Störartefakte verschwinden. Bei der Analyse der IEMG Werte wird dieser Effekt noch durch die Mittelung der IEMG Werte in den physiologischen Aktivierungsphasen über alle Probanden verstärkt. Somit zeigen sich hier nur Veränderungen, die über alle Probanden hinweg zu beobachten sind.

Im folgenden werden in der Gesamtanalyse zuerst die globalen Veränderungen, hervorgerufen durch die Belastungs- und Systemvariation bei allen betrachteten Muskeln, auf der Basis von Mittelwertsvergleichen der IEMG Werte analysiert. Anschließend sollen mittels Analysen von 4 Hauptarbeitsmuskeln detaillierte Erkenntnisse über belastungsbedingte Veränderungen neuromuskulärer Aktivierungsmuster und quantitativer Kenngrößen dargestellt werden.

#### **7.3.1 Gesamtanalyse**

Im ersten Teil dieser Gesamtanalyse sind die Veränderungen, hervorgerufen durch die Variation des Körpergewichts, dargestellt (vgl. Tab. 7-1). Dabei werden die Auswirkungen durch die Körpergewichtsreduktion (BW reduced) und die Erhöhung des Körpergewichts im Vergleich zur Normalbedingung (BW) für beide Sprungsysteme getrennt analysiert. Signifikante Veränderungen ( $p \leq 0.05$ ) sind dabei mit einem „+“ für Erhöhungen oder „-“ für Verringerungen der phasenspezifischen IEMG Werte gegenüber der Normalbedingung gekennzeichnet. Nur leichte Veränderungen oder Trends, deren Mittelwertunterschied zur Normalbedingung aber nicht signifikant ist, sind mit einem „+“ für leichte Erhöhung bzw. einem „-“ für leichte Verringerung gekennzeichnet. Sind die Unterschiede zur Normalbedingung zu gering, zeigen sich keine Tendenzen oder sind die beobachteten Veränderungen unsystematisch, so ist dies mit einer „0“ in der nachfolgenden Tabelle gekennzeichnet.

Tab. 7-1: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG - Werte durch die Variation des Körpergewichts beim DJ und SJS

PHASE	PRE				RIA				LER			
	DJ		SJS		DJ		SJS		DJ		SJS	
MUSCLE	BW RED.	BW INCR.	BW RED.	BW INCR.	BW RED.	BW INCR.	BW RED.	BW INCR.	BW RED.	BW INCR.	BW RED.	BW INCR.
M. SOLEUS	-	-	+	-	-	0	+	--	-	+	0	0
M. GASTROCNEMIUS	0	0	0	0	0	--	++	--	0	0	0	0
M. TIBIALIS ANT.	0	0	0	+	-	0	--	+	-	--	0	0
M. VASTUS MEDIALIS	-	-	0	-	-	+	0	-	0	-	0	0
M. VASTUS LAT.	0	-	0	-	0	+	0	--	+	-	0	0
M. RECTUS FEMORIS	0	-	+	0	+	++	0	--	0	0	0	0
M. BICEPS FEMORIS	0	-	0	0	-	-	+	0	+	+	0	0
M. GLUTAEUS MAX.	-	-	0	0	+	++	++	-	0	0	+	+

BW red. = reduced bodyweight BW incr. = increased bodyweight  
 ++ = sig. higher -- = sig. Lower + = higher (not sig.) - = lower (not sig.) 0 = no differences

Der Überblick über die Gesamttabelle zeigt zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes nur wenige, durch die Variation des Körpergewichtes hervorgerufene signifikante Veränderungen. Diese treten vorrangig während der reflexinduzierten Phase (RIA) auf. In der Voraktivierungsphase (PRE) sind größtenteils nur tendenzielle Aktivitätsverringern zu beobachten. Bei den Mm. soleus, vastus medialis und gluteus erfolgen beim DJ leichte Aktivitätsreduktionen bei Über- und Unterlastbedingungen. Bei den Mm. vastus lateralis, rectus femoris und biceps femoris zeigen sich beim DJ diese verringerten Aktivierungsniveaus nur in der „BW increased“ Bedingung. Die Reaktionen beim SJS sind davon verschieden. Der M. soleus wird in Unterlast verstärkt voraktiviert und in Überlast reduziert. Der M. tibialis anterior als Dorsalflexionsmuskel zeigt bei den Überlastbedingungen tendenziell leichte Aktivitätssteigerungen, ebenso wie der M. rectus femoris bei den Unterlastbedingungen. Die Mm. vastus medialis und lateralis verringern bei Überlast den Voraktivierungsgrad leicht.

Die reflexinduzierte Phase (RIA) als Zeitraum von 30 - 120 ms nach dem Bodenkontakt wird als nicht willentlich beeinflussbare Phase angesehen. Damit kann angenommen werden, dass diese Phase sehr stark von der Belastung aufgrund der Veränderung der Winkelgeschwindigkeiten in den Gelenken beeinflussbar ist. Beim DJ zeigen sich in der Unterschenkelmuskulatur (Mm. soleus, gastrocnemius und tibialis anterior) vorrangig Aktivitätsverringern durch die Belastungsveränderung beider Arten. Beim M. gastrocnemius sind diese bei der „BW increased“ Bedingung signifikant. Die Streckmuskulatur im Oberschenkel (Mm. vastus medialis und lateralis, rectus femoris und gluteus maximus) reagiert auf die Veränderungen der Belastung vorrangig mit erhöhten Reflexaktivitäten, die bei den Mm. rectus femoris und gluteus maximus in der Überlastbedingung signifikant sind. Der M. biceps femoris als Gegenspieler zu den Kniegelenksstreckern ist in dieser Phase etwas geringer aktiviert. Beim SJS zeigt sich in dieser Phase ein etwas anderes Bild. Die Reduktion des Körpergewichtes sorgt bei den Plantarflexoren (Mm. soleus

und gastrocnemius) für leichte Aktivitätssteigerungen, die beim zweigelenkigen M. gastrocnemius signifikant sind. Analog reagieren der M. biceps femoris und der M. gluteus maximus. Die Erhöhung des Körpergewichts sorgt beim SJS in der RIA Phase größtenteils für Reduktionen im IEMG, die bei den Mm. soleus, gastrocnemius, vastus lateralis und rectus femoris signifikant ausfallen. Die Beugermuskeln (Mm. tibialis anterior und biceps femoris) zeigen sich leicht erhöht oder unverändert. Die Phase der späten EMG - Antworten (LER) wird von den Belastungsveränderungen nur geringfügig beeinflusst. Beim DJ fallen lediglich leicht erhöhte IEMG – Werte der Mm. biceps femoris, vastus lateralis und soleus auf. Die Aktivitäten der Mm. tibialis anterior, vastii medialis und lateralis sind bei Überlast verringert. Beim SJS sorgen Belastungsveränderungen lediglich für leichte Erhöhungen der Aktivität im M. gluteus.

Insgesamt sind die durch die Belastungsvariation gegenüber der Normalbedingung (BW) hervorgerufenen Veränderungen im phasenspezifischen IEMG nicht sehr groß. Dies entspricht den Erkenntnissen aus der „height variation“ Studie. Analog zu den Ergebnissen aus dieser Studie sollen nachfolgend die Unterschiede im phasenspezifischen IEMG unabhängig von der Gewichtsva-riation zwischen den Sprungsystemen betrachtet werden (vgl. Tab. 7-2). Wiederum sind signifikante Unterschiede durch „+“ oder „-“, leichte Veränderungen durch „+“ oder „-“ und keine Unterschiede durch „0“ gekennzeichnet.

Tab. 7-2: Veränderungen der phasenspezifischen IEMG - Werte durch die Systemvariation

PHASE	PRE		RIA		LER	
	DJ	SJS	DJ	SJS	DJ	SJS
MUSCLE	DJ : SJS		DJ : SJS		DJ - SJS	
M. SOLEUS	++	--	++	--	--	++
M. GASTROCNEMIUS	++	--	++	--	0	0
M. TIBIALIS ANTERIOR	++	--	0	0	++	--
M. VASTUS MEDIALIS	++	--	+	-	--	++
M. VASTUS LATERALIS	++	--	+	-	--	++
M. RECTUS FEMORIS	0	0	0	0	--	++
M. BICEPS FEMORIS	++	--	++	--	++	--
M. GLUTAEUS MAXIMUS	++	--	++	--	-	+

++ = sig. higher -- = sig. Lower + = higher (not sig.) - = lower (not sig.) 0 = no differences

Die Unterschiede der muskulären Aktivierung zwischen den Sprungsystemen stellen sich deutlicher dar als die belastungsbedingten Veränderungen. In der PRE Phase sind die Muskelaktivitäten bei allen Muskeln mit Ausnahme des M. rectus femoris beim DJ signifikant höher ( $p \leq 0.01$ ). Ein ähnliches Bild ergibt sich in der RIA Phase, in der lediglich die Mm. tibialis anterior und rectus femoris keine Unterschiede zwischen den Sprungsystemen aufweisen und die Unterschiede bei den Mm. vastii medialis und lateralis nicht signifikant sind. In der LER Phase ändern sich die Aktivierungsverhältnisse im Systemvergleich. Die IEMG Werte der Extensionsmuskeln, mit Ausnahme des M. gastrocnemius, sind beim DJ gegenüber dem SJS signifikant verringert. Die Aktivität der Beugermuskeln (Mm. tibialis anterior und biceps femoris) ist beim DJ signifikant höher.

Insgesamt kann festgestellt werden, dass die hier dargestellten Ergebnisse der durch die Veränderung des Sprungsystems verursachten Veränderungen der IEMG Werte die Ergebnisse der „height variation“ Studie bestätigen.

## **7.3.2 Einzelanalysen der Muskelaktivierungsmuster und IEMG - Werte**

### **7.3.2.1 Aktivierungscharakteristika des M. soleus**

In Abb. 7–21 sind die über jeweils fünf Sprünge gemittelten und gleichgerichteten EMG Muster eines Probanden in Abhängigkeit von der Körpergewichtsbelastung dargestellt. Die hinterlegten Kraftkurven kennzeichnen den ersten und letzten Bodenkontakt. Zudem sind die Absolutwerte des phasenspezifischen IEMG's und die prozentualen Veränderungen des IEMG's der Gesamtgruppe dargestellt.

Die Analyse der Aktivierungsmuster und IEMG Werte zeigt beim DJ keine deutlichen Veränderungen. Die Voraktivierungszeit des Probanden beginnt ca. 60 - 80 ms vor dem Bodenkontakt, ist nur in der BW -30% Bedingung signifikant verringert und weist auch bei der prozentualen Analyse keine weiteren auffälligen Veränderungen auf. Analog hierzu zeigen sich die Veränderungen beim DJ in der RIA Phase. Der Aktivierungsgrad ist zwar gegenüber der PRE Phase deutlich erhöht, verändert sich aber nicht in Abhängigkeit von der Belastungseinwirkung. In den dargestellten Aktivierungsmustern zeigt sich eine deutliche Integration der Reflexbeiträge in die bereits vorhandene Voraktivierung. Die LER Phase weist beim DJ die größten Veränderungen auf. Die Gesamtaktivität ist zwar gegenüber der RIA Phase verringert, zeigt aber vor allem in der prozentualen Analyse deutliche Aktivitätserhöhungen ( $p \leq 0.05$ ) bei den Überlastbedingungen. Belastungsbedingte Veränderungen des IEMG's finden beim DJ somit hauptsächlich in der LER Phase statt, was auch die höheren Aktivierungsniveaus in den Roh – EMG's bestätigen.

Betrachtet man im Vergleich dazu das SJS, so ist festzustellen, dass die IEMG's im Vergleich zum DJ mit Ausnahme der BW -30% Bedingung deutlich geringer sind ( $p \leq 0.05$ ). Belastungsbedingt ist das PRE IEMG bei den Unterlastbedingungen leicht und teilweise signifikant ( $p \leq 0.05$ ) erhöht und bei den Überlastbedingungen leicht verringert. Dies spiegelt sich auch in den dargestellten Aktivierungsmustern und der prozentualen Analyse wider. Erhebliche Unterschiede zwischen den Sprungsystemen sind aber in der RIA Phase zu beobachten. Hier zeigt sich, dass der Aktivierungsgrad beim SJS nur etwa die Hälfte der IEMG Werte beim DJ erreicht ( $p \leq 0.002$ ). Ebenso lassen sich sowohl bei der Analyse der Absolutwerte wie auch bei den bedingungsnormierten Werten signifikante belastungsbedingte Veränderungen feststellen. Belastungserhöhungen verringern die Reflexaktivität, und Belastungsreduktionen erhöhen sie ( $p \leq 0.05$ ). Dies ist völlig gegensätzlich zu den Veränderungen beim DJ. Auch ist es interessant zu beobachten, wie es in der RIA Phase zu einer Isolierung der reflexinduzierten Aktivierungsmuster in den Roh - EMG's kommt. Dies zeigt sich sehr deutlich bei den Überlastbedingungen. Beim SJS ist in der LER Phase ein der RIA Phase vergleichbares Aktivierungsniveau zu beobachten. Die Unterschiede zwischen den Sprungsystemen sind zwar immer noch vorhanden, aber nicht mehr so deutlich. Hier zeigen sich höhere Werte beim SJS. Belastungsbedingte Veränderungen treten hier nahezu keine auf, was auch die Analyse der bedingungsnormalisierten Werte und die dargestellten Roh - EMG's bestätigen.

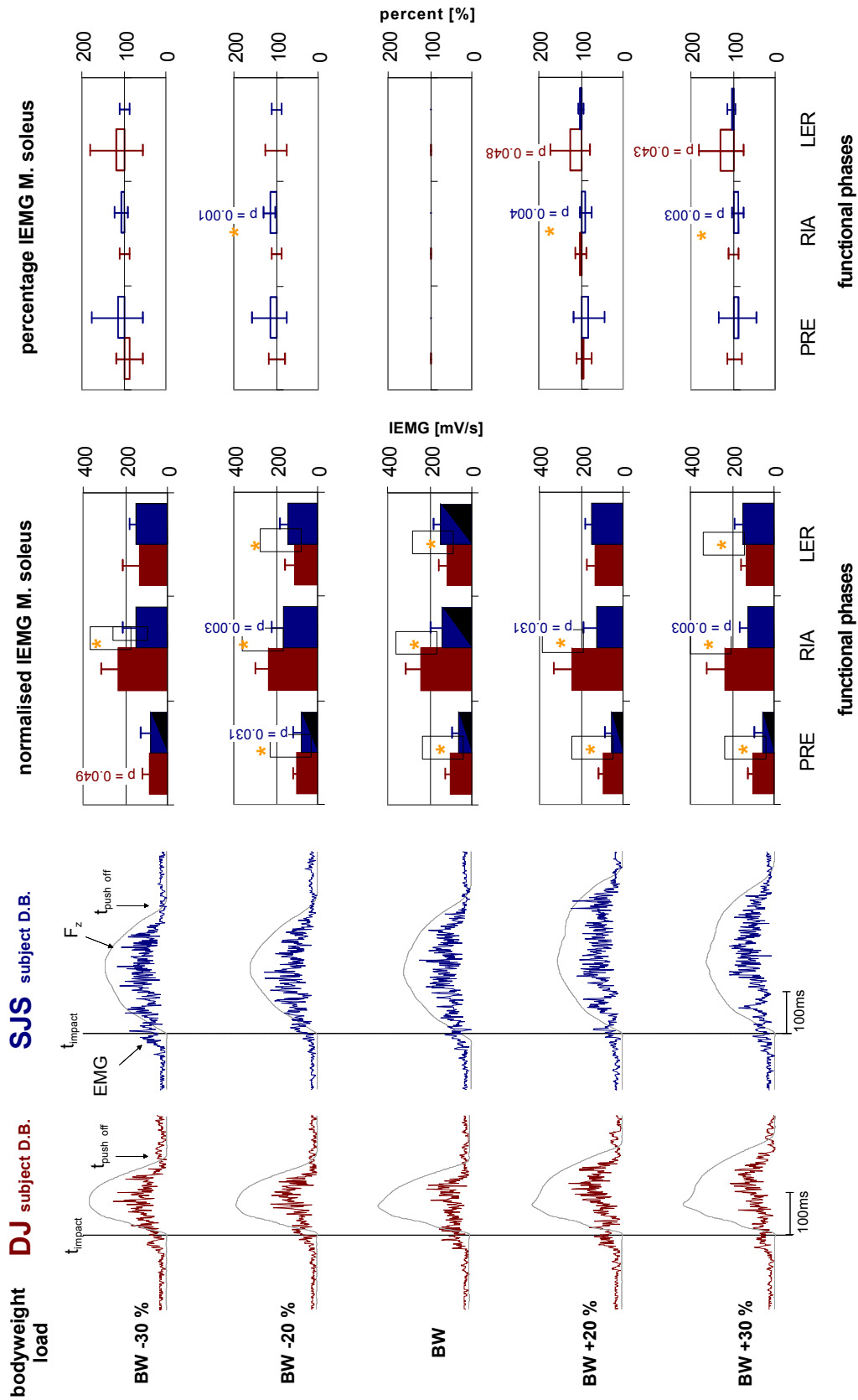


Abb. 7–21: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. soleus und Kraftkurven des Probanden D.B.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungs-normalisierte Werte des M. soleus der Gesamtgruppe (BW Bedingung = 100%).  
 \* = signifikant ( $p \leq 0.05$ ).

### 7.3.2.2 Aktivierungscharakteristika des M. gastrocnemius

Die belastungsbedingten und sprungsystemabhängigen Aktivierungscharakteristika und IEMG Werte des zweigelenkigen M. gastrocnemius sind in Abb. 7–22 dargestellt. Die Voraktivierungszeit beginnt bei beiden Sprungsystemen ca. 80 - 120 ms vor dem Bodenkontakt. Beim DJ und SJS zeigen sich in dieser Voraktivierungsphase (PRE) weder in den Roh - EMG's noch bei den Absolutwerten oder der prozentualen Betrachtung belastungsbedingte Veränderungen gegenüber der Normalbedingung (BW). Der Systemvergleich deutet jedoch beim SJS in dieser Phase auf signifikant geringere IEMG Werte ( $p \leq 0.005$ ) hin. Noch deutlicher sind diese Systemunterschiede in der RIA Phase. Hier sind die IEMG Werte beim DJ, im Vergleich zum SJS fast doppelt so hoch ( $p \leq 0.001$ ). Bei beiden Sprungsystemen zeigt sich anhand der IEMG Werte mit einer Erhöhung der Belastung auch eine Reduktion des Aktivierungsniveaus ( $p \leq 0.05$ ). Dies lässt sich auch durch die Analyse der bedingungsnormalisierten Werte bestätigen. Die Unterlastbedingungen sorgen nur beim SJS für deutliche und signifikante Erhöhungen der neuromuskulären Aktivierung, wobei sich hier das Verhalten zwischen DJ und SJS signifikant unterscheidet. Auch lassen sich ca. 100 ms nach dem Bodenkontakt deutliche Aktivitätsreduktionen im EMG Muster des Probanden beobachten, welche nur beim SJS auftreten.

Die LER Phase zeigt bei beiden Sprungsystemen vergleichbar hohe IEMG Werte. Die Werte beim DJ sind dabei aber deutlich niedriger im Vergleich zur RIA Phase, während beim SJS die LER Phase mit Ausnahme der BW -30% Bedingung fast immer das höchste Aktivierungsniveau aufweist. Belastungsbedingte Veränderungen sind hier bei beiden Sprungsystemen nicht zu beobachten, was auch die bedingungsnormierten Prozentwerte bestätigen. Anhand der EMG Muster lässt sich aber feststellen, dass mit einer Erhöhung der Belastung beim SJS die Hauptaktivität vermehrt in die späten Phasen des Bodenkontaktes verschoben wird. Dies zeigen die hohen Aktivierungsniveaus in den Roh EMG's bei den Überlastbedingungen.

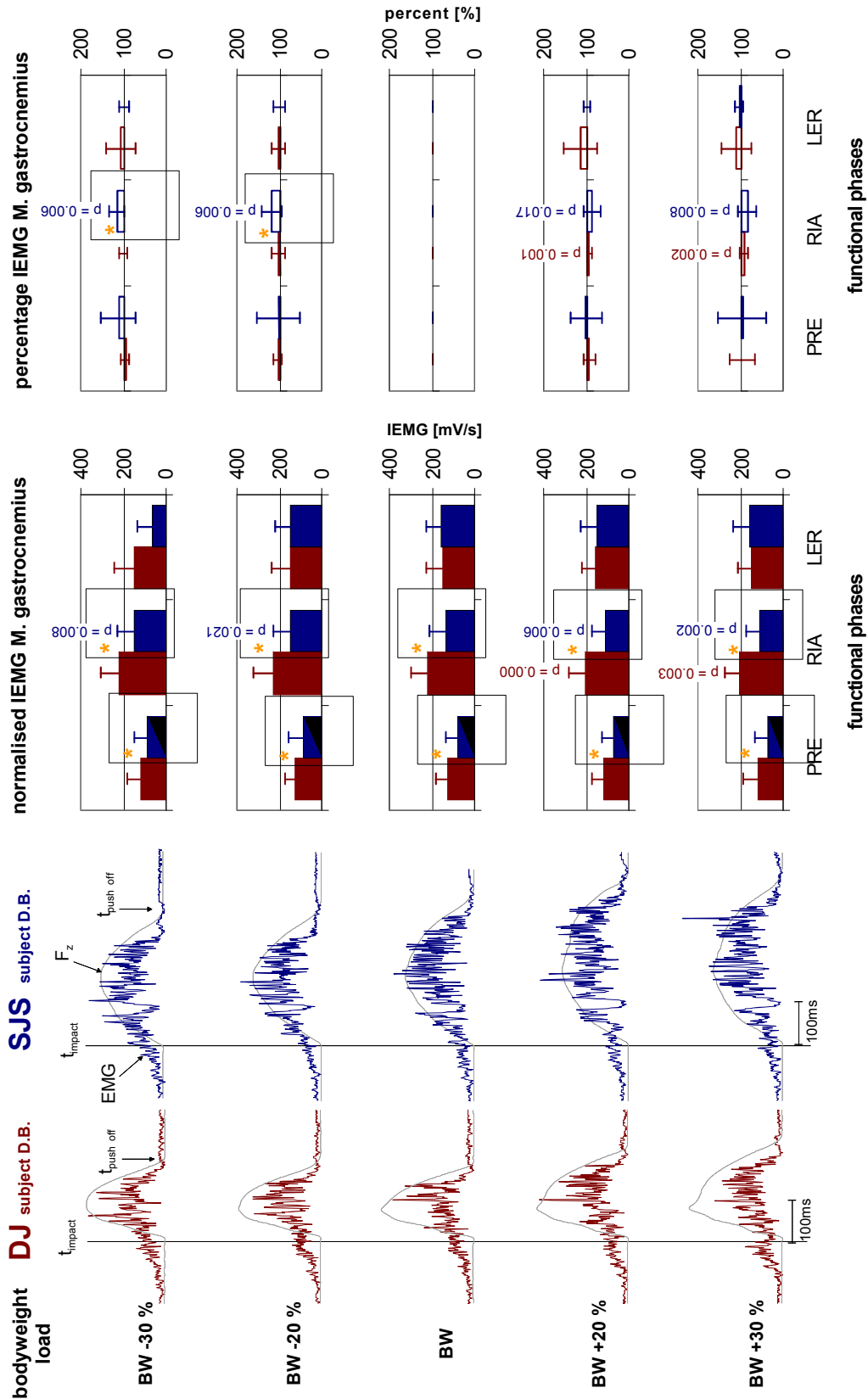


Abb. 7–22: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. gastrocnemius und Kraftkurven des Probanden D.B.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungsnormalisierte Werte des M. gastrocnemius der Gesamtgruppe (BW Bedingung = 100%).

\* = signifikant ( $p \leq 0.05$ )

### **7.3.2.3 Aktivierungsmuster des M. vastus medialis**

Die Betrachtung der belastungs- und systembedingten Veränderungen des eingelenkigen Kniestreckmuskels M. vastus medialis erfolgt anhand der in Abb. 7–23 dargestellten Grafiken.

Darin zeigt sich eine ca. 50 ms vor dem Bodenkontakt beginnende Voraktivierung der Muskulatur. Diese Voraktivierung ist beim DJ im Vergleich zum SJS signifikant höher ( $p \leq 0.05$ ), was die Ergebnisse der IEMG Analyse bestätigen und auch anhand der Roh EMG Darstellungen deutlich wird. Belastungsbedingt lassen sich beim DJ in Unterlast leichte und in Überlast signifikante Veränderungen ( $p \leq 0.01$ ) anhand der Analyse der Prozentwerte feststellen. Die Absolutwerte zeigen signifikante Verringerungen nur in der BW +30% Bedingung. Analoge Veränderungen bei Überlast sind am SJS zu beobachten, wohingegen es in Unterlast zu leichten Aktivitätserhöhungen gegenüber der Normalbelastung kommt. In der RIA Phase sind bei Unter- und Normallast nur geringfügige Unterschiede zwischen den Sprungsystemen zu beobachten, bei Überlast zeigen sich beim DJ aber signifikant höhere Werte. Während sich beim DJ das Aktivierungsniveau teilweise signifikant erhöht, was die prozentuale Analyse bestätigt, kommen die Systemunterschiede ferner durch eine Verringerung des Aktivitätsniveaus beim SJS zustande ( $p \leq 0.05$ ). Sehr schön lassen sich auch in den Beispiel - EMG's Aktivierungsbursts nachweisen, die sich über die Belastungsveränderungen beim DJ als sehr gut reproduzierbar erweisen. Dies tritt beim SJS in dieser Phase nicht so deutlich in Erscheinung.

In der LER Phase treten bei beiden Sprungsystemen nur geringfügige belastungsbedingte Veränderungen auf. Die Analyse der prozentualen Veränderungen deutet nur auf leichte Erhöhungen beim DJ gegenüber der Normalbedingung hin. Die Sprungsysteme unterscheiden sich aber deutlich in der Höhe der absoluten IEMG Werte. Dabei sind die Werte beim SJS höher ( $p \leq 0.05$ ). Zudem zeigt sich noch, dass beim SJS mit der Belastungszunahme durch die Aktivitätsreduktion in der RIA Phase die LER Phase an Bedeutung gewinnt und die höchsten absoluten IEMG Werte aufweist.



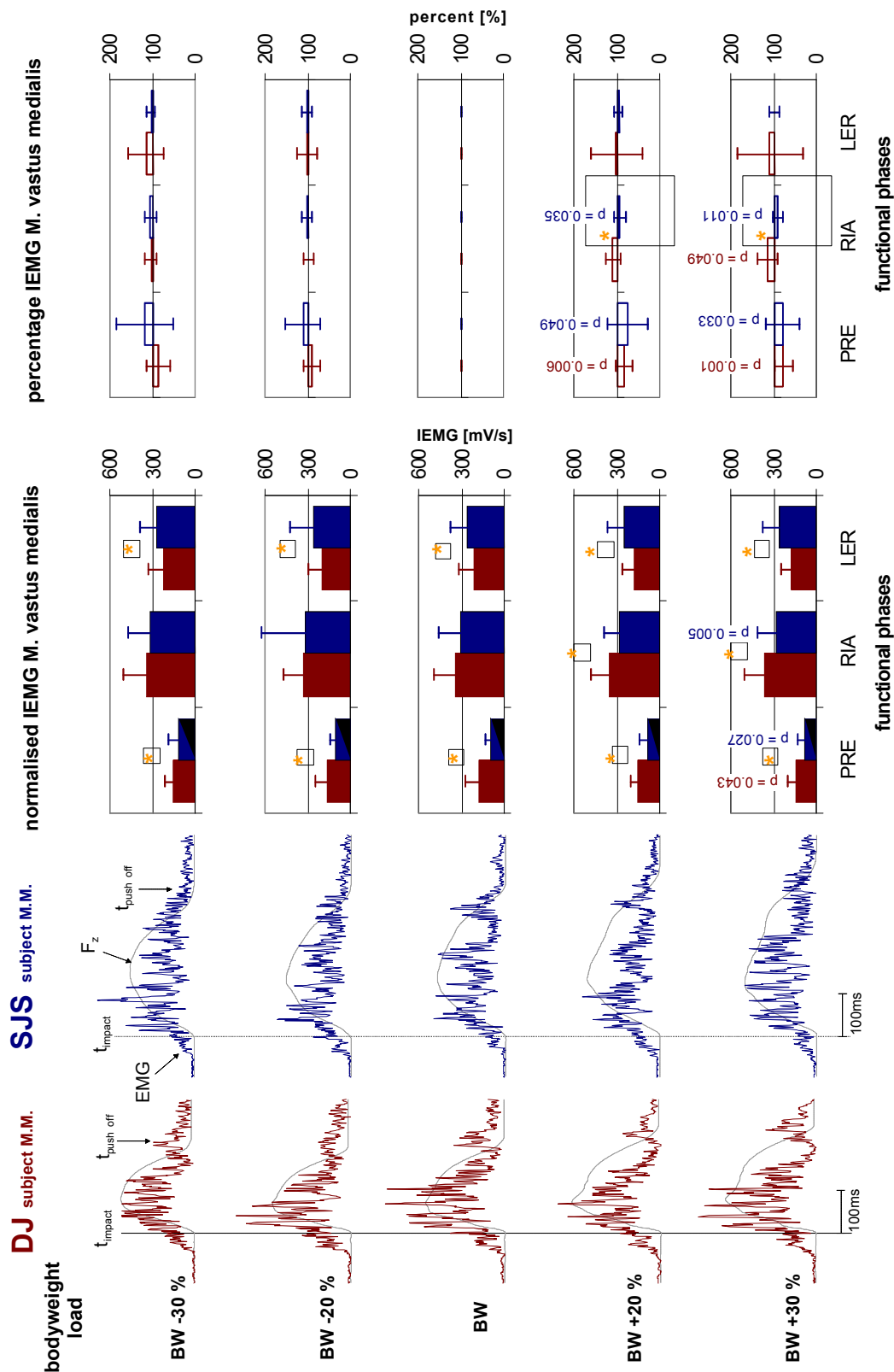


Abb. 7–23: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. vastus medialis und Kraftkurven des Probanden M.M.. Systemspezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungs-normalisierte Werte des M. vastus medialis der Gesamtgruppe (BW Bedingung = 100%).

\* = signifikant ( $p \leq 0.05$ )

#### 7.3.2.4 Aktivierungscharakteristika des M. rectus femoris

Die Analyse des zweigelenkigen Kniestreck- und Hüftbeugemuskels M. rectus femoris ist in Abb. 7–24 dargestellt. Die Voraktivierung beginnt beim DJ ca. 30 ms vor dem Bodenkontakt, beim SJS ist der Muskel an der Positionsstabilisierung der Beine vor dem Aufprall beteiligt und daher ständig etwas aktiviert. Dennoch lässt sich auch hier eine Voraktivierungsphase bestimmen, die ungefähr in demselben Zeitrahmen liegt. Zwischen den Sprungsystemen zeigen sich hier nur geringe und nicht signifikante Unterschiede im Niveau der IEMG Werte, wobei die Werte beim DJ leicht höher sind. Die Belastungsveränderungen sorgen bei der Betrachtung der Absolutwerte für keine Veränderungen, lediglich die prozentuale Darstellungsform zeigt in Unterlast geringe Erhöhungen des Aktivitätsniveaus und in Überlast geringe Verringerungen, die aber bei beiden Sprungsystemen nicht signifikant sind. Die RIA Phase erweist sich am sensitivsten bezüglich Belastungsveränderungen innerhalb des Sprungsystems. Hier sorgen Veränderungen des Körpergewichts beim DJ zu größtenteils signifikanten Erhöhungen ( $p \leq 0.05$ ) der Reflexaktivität, beim SJS führt dies zu Verringerungen. Während die Aktivierungsstärken in Form der IEMG Werte zwischen den Sprungsystemen vergleichbar sind, zeigt die Analyse der Prozentwerte bei der Reaktion auf Belastungsveränderungen Unterschiede. Die Veränderungen beim SJS sind dabei deutlich geringer im Vergleich zum DJ. Zudem ist beim DJ eine deutlichere Segmentierung des EMG Musters zu beobachten, was auf eine bessere Synchronisierung der Aktivierung der motorischen Einheiten schließen lässt.

Die LER Phase beim SJS zeigt wiederum keinerlei belastungsbedingte Veränderung. Beim DJ lassen sich leichte Erhöhungen der Aktivität beobachten, die bei der BW –30% Bedingung signifikant sind ( $p \leq 0.005$ ). Der Systemvergleich bei den zeitnormalisierten IEMG Werten zeigt, vergleichbar mit dem M. vastus medialis, signifikant höhere Werte beim SJS ( $p \leq 0.01$ ).

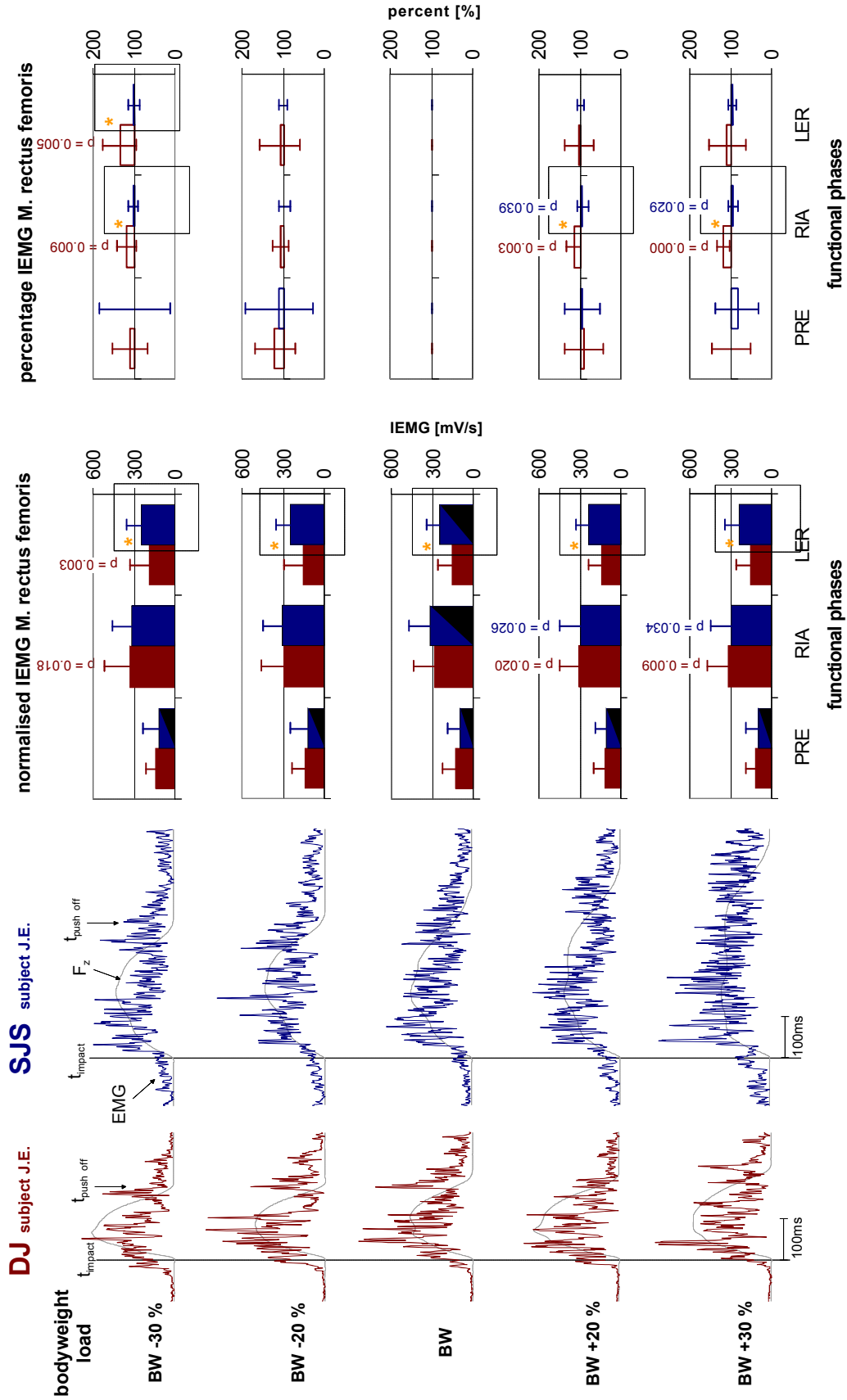


Abb. 7–24: Beispiele von gleichgerichteten Roh - EMG's des M. rectus femoris und Kraftkurven des Probanden J.E.. Systemstpezifische und belastungsabhängige Absolut- und bedingungs-normalisierte Werte des M. rectus femoris der Gesamtgruppe (BW Bedingung = 100%).  
 \* = signifikant ( $p \leq 0.05$ )

## **8 DISKUSSION PROJEKT „WEIGHT VARIATION“**

Analog zu den Betrachtungen in Kapitel 5 sollen in diesem Kapitel die hervorgerufenen Veränderungen von Belastungsvariationen auf die mechanischen Parameter und das neuromuskuläre System untersucht werden und Überlegungen hinsichtlich der kausalen Zusammenhänge von Belastungseinwirkungen und -auswirkungen angestellt werden. Diese Belastungseinwirkungen determinieren dabei den Grad und die Art der Beanspruchung, welche im Körper ausgelöst wird. Neben morphologischen und metabolischen Auswirkungen stehen bei den Bewegungen im Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus vorrangig die informatorischen Reaktionen (SCHNABEL et al. 1994) in Form der neuromuskulären Aktivierungsmuster und -charakteristika im Vordergrund. Für den Grad der Beanspruchung und damit die Auswirkung von Belastungsvariationen ist die individuelle Leistungsfähigkeit des Athleten als eine wichtige Einflussgröße anzusehen, da je nach Leistungszustand die von außen einwirkende Belastung zu unterschiedlichen individuellen Beanspruchungen führt (WILMORE / COSTILL 1999; VIRU 1995). In diesem Zusammenhang ist es daher wichtig, vorab den Trainingszustand der an einer Belastungsvariationsstudie teilnehmenden Probanden zu klären. Die Auswahl des Probandenkollektivs hat darüber hinaus auch noch eine wichtige Bedeutung für die Aussagekraft und den Geltungsbereich der erzielten Untersuchungsergebnisse, da diese nur jeweils für das untersuchte Personenkollektiv bzw. deren Leistungsniveau Gültigkeit besitzen und weitere Übertragungen auf andere Personengruppen nur mit gewissen Einschränkungen möglich sind. Aufgrund des nachfolgend diskutierten Auswahlverfahrens der Probanden ist in dieser Untersuchung von einer speziell für den Leistungssportlichen Bereich anfallenden, nicht probabilistischen Stichprobe auszugehen, mit all ihren Einschränkungen hinsichtlich des Aussagenbereiches (BORTZ 1993; BÖS et al. 2000).

Wie bereits im ersten Untersuchungsteil dieser Arbeit, dem Projekt „height variation“, konnten auch für diesen Teil der Untersuchung Athleten aus dem Schnellkraftbereich gewonnen werden, die über ein hohes Maß und mehrere Jahre an Erfahrung im Sprungtrainingsbereich und somit auch über eine hohe reaktive Leistungsfähigkeit verfügen. Die Auswahl der Probanden für dieses Projekt erfolgte analog zum Projekt „height variation“ über die Definition des Eingangskriteriums durch den sog. „Reaktivitätsindex“. Um die Untersuchungsergebnisse durch die höhere Homogenität der Probandengruppe noch detaillierter auf die Belastungsvariation zurückführen zu können, wurden hier nur männliche Probanden ausgewählt. Dass die Probanden bei den durchgeführten Drop und Sledge Jumps über stabile Bewegungsmuster bei einer gleichbleibenden Belastungseinwirkung verfügen, kann anhand der in Kapitel 3 ermittelten hohen Intraclass Korrelationskoeffizienten bestätigt werden. Somit kann bei einer solchen Probandengruppe davon ausgegangen werden, dass die hervorgerufenen Veränderungen beim Sprungverhalten auf die Unterschiede in der Belastungseinwirkung zurückzuführen sind. Zudem hat ein Großteil der Probanden bereits an der „height variation“ Studie teilgenommen und war somit mit dem gesamten Testinstrumentarium und der Testdurchführung vertraut. Allerdings sind die dabei erhaltenen Ergebnisse dann auch nur für diesen Leistungsbereich aussagekräftig.

## 8.1 Versuchsanordnung und Belastungsparameter

Ganz nach dem Zitat von CAVANAGH (1990),

*„It is important to distinguish the effects of load per se from the effects of different rates of change of load“*

müssen zur Beschreibung der Auswirkungen von Belastungen besonders die unterschiedlichen Wirkungseinflüsse und Beträge der Belastungseinwirkung bei der Analyse von entsprechenden Veränderungsuntersuchungen berücksichtigt werden. Belastungsvariationen sind beim DVZ, wie aus Abb. 2-11 ersichtlich wird, durch Variationen der Fallhöhen (z.B. NEUBERT 1999; VELOSO et al. 1998, VOIGT et al. 1995; u.a.), der verwendeten Sprungsysteme (z.B. AVELA et al. 1996; FOWLER / LEES 1997; ELORANTA 1997; u.a.) oder durch die Veränderung der Körpermasse bzw. des beschleunigenden Körpergewichts möglich (z.B. GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN 1991; DAVIS et al. 1998; AVELA et al. 1994; u.a.). Im Rahmen dieses Projektteils standen neben der Variation des Sprungsystems Veränderungen des Körpergewichtes bzw. der Körpermasse im Mittelpunkt des Forschungsinteresses. Ziel war es dabei, das Körpergewicht zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes in einer bestimmten Relation zum Körpergewicht zu variieren. Dabei war es aufgrund der oben angesprochenen Sachverhalte von Bedeutung, die Belastungsvariation an der individuellen Belastbarkeit der Probanden festzumachen. Nachdem jeder Mensch sich an die Spezifität der Belastung durch die Erdanziehungskraft anpasst, wurden die Intensitäten der Belastungsvariationen individuell durch prozentuale Veränderungen von 20 und 30% des Körpergewichtes festgemacht. Dies ist im Gegensatz zu der Untersuchung von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) zu sehen, die in ihrer Studie konstante Belastungsveränderungen in Höhe von 100 und 200 N Überlast und 172 bzw. 495 N Unterlast zur Anwendung gebracht haben. Die meisten in der Literatur dargestellten Belastungsveränderungen beim Körpergewicht wurden mittels prozentualer Gewichtsvariation vorgenommen und stimmen somit mit dem hier verwendeten Untersuchungsdesign überein (z. B. JACKSON / NEWMAN 2000; DAVIS et al. 1998; ELORANTA 1997; AVELA et al. 1996; u.a.).

Die Belastungsvariation beim Sledge Jump System wurde mittels der Anbringung bzw. der Entfernung von Gewichtsplatten vom Gewichtsstapel, welcher den Schlitten beschleunigt, vollzogen. Dies entspricht der Vorgehensweise, wie sie von AVELA et al. (1996) bei ihrer Untersuchungen zur Belastungsvariation an deren Schlittensprungsystem praktiziert wurde, indem sie Zusatzlasten an den Schlitten anbrachten. Allerdings wurde bei dem hier verwendeten Untersuchungsdesign im Gegensatz zu dem oben genannten Schlittensprungsystem die Beschleunigung und die Aufprallgeschwindigkeit nicht konstant gehalten, da die „Fallhöhe“ am SJS nicht variiert werden sollte. AVELA et al. (1996) und ELORANTA (1997) veränderten bei ihrem Sprungsystem den Inklinationwinkel der Laufschienen des Schlittens, wodurch sie diese Parameter konstant hielten. Demgegenüber waren durch die Veränderungen bei der den Schlitten beschleunigenden Kraft des Stapels beim SJS Veränderungen in der Aufprallgeschwindigkeit der Probanden beim ersten Bodenkontakt zu erwarten.

Beim Drop Jump wurde die Variation der Gewichtskraft durch unterschiedliche technische Lösungen realisiert. Die Überlastbedingung wurde durch das Tragen von Gewichtswesten verursacht, analog wie es bei den Untersuchungen von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991), BOSCO (1985 a; b) sowie DRISS et al. (2001) zur Erhöhung der Gewichtskraft der Probanden vorgenommen wurde.

Demgegenüber wurde die Entlastungssituation durch Expanderfedern realisiert, die mit einem speziellen Gurtsystem am Probanden angebracht wurden. Diese Expanderfedern waren so eingestellt, dass sie durch ihre Zugkraft das Körpergewicht der Probanden zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes um den geforderten Betrag reduzierten. Dies entspricht den in der Literatur vorgefundenen Lösungsmöglichkeiten zur Entlastung der Gewichtskraft des Körpers (JACKSON / NEWMAN 2000; FERRIS et al. 2001; HE et al. 1991; FARLEY / McMAHON 1992; DONELAN / KRAM 1997; 2000; KRAM et al. 1997; GRIFFIN et al. 1999; CHANG et al. 2000; CAVAGNA et al. 1972; BAUERSFELD / VOSS 1992). Dadurch war über den Verlauf des Niedersprungs eine zunehmende Körpergewichtsentlastung gegeben, die für eine Verringerung der beschleunigenden Gewichtskraft der Probanden sorgte und somit geringere Aufprallgeschwindigkeiten erwarten ließ. Lediglich in der Untersuchung von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) wurde diese Entlastungssituation auf eine andere Art und Weise gelöst. Dort wurde über ein Rollensystem eine ständige Gewichtentlastung bis zum Umkehrpunkt der Bewegung vorgenommen.

Aus den oben dargestellten methodischen und technischen Lösungen zur Variation der Gewichtbelastung ließen sich somit zusammenfassend die folgenden Belastungsvariationen erwarten:

Tab. 8-1: Erwartete Auswirkungen der systemspezifischen Körpergewichtvariationen auf die Belastungsparameter

SYSTEM	VARIATION	BESCHLEUNIGUNG	$v_{T_{IMPACT}}$	ENERGIE $T_{IMPACT}$
SJS	reduced BW	< BW	< BW	< BW
	increased BW	> BW	> BW	> BW
DJ	reduced BW	< BW	< BW	< BW
	increased BW	= BW	= BW	> BW

BW = body weight condition; v = Geschwindigkeit;  $T_{IMPACT}$  = Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes

Zur Überprüfung dieser Annahmen und der genauen Determinierung der Belastungseinwirkung wurden die genannten Parameter während der Versuchsdurchführung ermittelt bzw. im Anschluss berechnet. Dabei war zuerst die Einhaltung der vorgegebenen Fallhöhen zu überprüfen, denn wie bereits dargestellt, kommt es durch ein unterschiedliches Löseverhalten beim DJ bzw. Veränderungen der Körperposition beim Aufprall am SJS zu Abweichungen von der vorgegebenen Fallhöhe (BOBBERT et al. 1987 a; KIBELE 1997; BÄURLE / BUBECK 1999). Die Ergebnisse der Analysen in Abb. 7-3 zeigen, dass die Unterlast- und die Normalbedingungen von der vorgegebenen Fallhöhe signifikant abweichen. Eine Überprüfung der Abweichungen von der jeweiligen Normalbedingung (BW) zeigt lediglich signifikant geringere Fallhöhen bei den Überlastbedingungen, die sowohl beim DJ wie auch beim SJS auftraten.

Beim DJ sind diese signifikanten Unterschiede durch die Tendenz der Probanden zu einem leichten Absprungverhalten beim Lösen vom Hubtisch analog der Erkenntnisse von BOBBERT et al. (1987 a) und KIBELE (1997) zu erklären. Beim SJS ergeben sich diese Veränderungen aufgrund einer etwas gestreckteren Gelenkwinkelstellung im Sprung- und Kniegelenk zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes mit Zunahme der Belastung. Die hierbei gefundenen Ergebnisse stützen die Forderung von KIBELE (1997), bei Analysen von DJ Bewegungen die realen Fallhöhen als

Belastungsinpult genau zu bestimmen. Die Variation des Sprungsystems sorgte dagegen für keine Unterschiede bei den beobachteten realen Fallhöhen, wodurch von einer vergleichbaren Belastungssituation ausgegangen werden kann.

Neben der Überprüfung der realen bzw. korrigierten Fallhöhen ist für die genaue Determinierung der Belastungseinwirkungen die Bestimmung der Aufprallgeschwindigkeit notwendig. Dies wird besonders deutlich unter dem Aspekt, dass zum einen die unterschiedlichen methodischen Lösungen zur Belastungsvariation unterschiedliche Aufprallgeschwindigkeiten erwarten lassen, und zum anderen durch die Veränderung der Fallhöhen auch Auswirkungen auf diesen Parameter zu erwarten sind.

Die Ergebnisse in Abb. 7-4 bestätigen diese Auswirkungen. Beim SJS sind mit der Erhöhung der Gewichtsbedingungen auch Erhöhungen bei den Aufprallgeschwindigkeiten zu beobachten. Diese unterscheiden sich signifikant auf jeder Belastungsstufe von der Normbedingung (BW). Im Vergleich zu den in der Literatur angeführten Geschwindigkeiten zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes (AVELA et al. 1996 berichten von konstanten 3,0 m/s) sind diese aber analog zu den schon beim „height variation“ Projekt gemachten Beobachtungen deutlich geringer. Im Vergleich zu dem vorangegangenen Projekt stimmen die erhaltenen Werte für die mittlere Belastung von 0,4 m und Körpergewicht überein.

Beim DJ verhalten sich die Veränderungen bei den Aufprallgeschwindigkeiten hingegen je nach Belastungssituation unterschiedlich. Dies bedeutet, dass sowohl durch die Unterlast- wie auch durch die Überlastbedingungen im Vergleich zur BW Bedingung signifikant geringere Aufprallgeschwindigkeiten zu beobachten sind. Diese entgegen der erwarteten Veränderungen festgestellte Auswirkung bei den Bedingungen mit erhöhten Körpergewicht sind auf beschriebenen Unterschiede bei den tatsächlich realisierten Fallhöhen im Vergleich zur BW Bedingung zurückzuführen.

Bezüglich der Aufprallgeschwindigkeiten sind hochsignifikante Unterschiede zu beobachten. Dabei sind die Werte beim SJS im Vergleich zum DJ nahezu nur halb so groß. Hier zeigt sich ein Hauptunterschied zwischen den Sprungsystemen.

Die Unterschiede bezüglich der Ebenen der Bewegungsausführung zwischen SJS und DJ wurden bereits in Kapitel 5 beschrieben. Ergänzend sollen hier daher nur noch die belastungsbedingten Veränderungen in den Gelenkwinkeln angeführt werden. Die Analysen zeigen, dass zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes beim DJ im Vergleich zum SJS von deutlich extendierteren Gelenkwinkelstellungen im Sprung- und Kniegelenk ausgegangen werden kann. Dies wurde in diesem Ausmaß bei der vorangegangenen Studie nicht beobachtet. Innerhalb der Sprungsysteme zeigte sich beim DJ und SJS im Sprunggelenk eine Zunahme der Plantarflexionsstellung, was die Ergebnisse der vorangegangenen Studie bestätigt und entgegen den Beobachtungen von BOBBERT et al. (1987 a) und RODACKI et al. (2001) steht. Dies kann hier mit der Anweisung an die Probanden erklärt werden, die Sprungbewegung möglichst reaktiv und somit mit einer möglichst geringen Amortisationsbewegung durchzuführen. Dadurch wurde versucht, höheren Belastungen mit einer gestreckteren Gelenkwinkelstellung entgegenzugehen und somit Verlängerungen der Bodenkontaktzeiten entgegenzuwirken, was auch von DOLENEC / STROJNIK (2000) wie folgt bestätigt wurde:

*„In sports, where the contact times are relatively short and the loading of the ankle is very high the plantar technique seems more suitable for improvement the ankle's force than dorsal technique.“*

Abschließend sollen die belastungsbedingten Auswirkungen auf die Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes diskutiert werden. Dabei zeigen die Ergebnisse in Abb. 7-3, dass bei beiden Sprungsystemen mit zunehmender Belastung auch signifikant höhere Energiebeträge beim Aufprall zu beobachten sind. Somit kann davon ausgegangen werden, dass jede stufenweise Erhöhung der Gewichtskraft zu diesem Zeitpunkt auch für eine signifikant erhöhte energetische Belastung sorgt. Die Vergleichbarkeit der ermittelten Werte mit den Werten aus der Literatur wurde bereits im Ergebniskapitel analysiert. Betrachtet man die Sprungsysteme untereinander, so kann man feststellen, dass die bestimmten Energiebeträge beim SJS im Vergleich zum DJ signifikant größer sind. Ein Vergleich der Energiebeträge ist nur zwischen den Bedingungen SJS BW -20% und DJ BW möglich.

Zusammenfassend können die durch die Variation der Versuchsbedingungen hervorgerufenen Veränderungen bei den Belastungsbedingungen wie in Tab. 8-2 dargestellt charakterisiert werden.

Tab. 8-2: Auswirkungen von Veränderungen der Versuchsbedingungen auf die Belastungsparameter beim Projekt „weight variation“.

BELASTUNGSPARAMETER	SYSTEMVARIATION	WEIGHT VARIATION	
		REDUCED LOAD	INCREASED LOAD
FALLHÖHEN	DJ $\hat{=}$ SJS	gleich	geringer
KÖRPERPOSITION	ankle: DJ $\neq$ SJS (DJ > SJS) knee: DJ $\hat{=}$ SJS hip: DJ $\hat{=}$ SJS	ankle: geringer knee: gleich hip: gleich	ankle: größer knee: gleich hip: gleich
BEWEGUNGSEBENE	DJ $\neq$ SJS (DJ: vertikal / SJS: horizontal)	unverändert	unverändert
GEWICHTSVARIATION $T_{IMPACT}$	DJ $\hat{=}$ SJS	geringer	höher
AUFPRALLGESCHWINDIGKEIT	DJ $\neq$ SJS (DJ > SJS)	geringer	höher (SJS) geringer (DJ)
ENERGIE $T_{IMPACT}$	DJ $\neq$ SJS (DJ < SJS)	geringer	größer

Die Überblicksdarstellung in Tab. 8-2 zeigt, dass neben den bereits schon in Kap. 5 dargestellten Unterschieden in der Bewegungsebene die Belastungsvariationen dieses Projektes zu Unterschieden hinsichtlich der Aufprallgeschwindigkeit, der Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes und teilweise in der Körperposition zwischen den Sprungsystemen geführt haben.

## 8.2 Auswirkungen der Belastungsvariationen beim Drop Jump

Ziel dieses Abschnittes ist es, die in Kapitel 7 dargestellten Ergebnisse anhand der in Tab. 8-2 aufgeführten Variationen bei der Belastungseinwirkung am Sprungsystem Drop Jump zu diskutieren. Von großem Interesse sind dabei die Veränderungen im Energieoutput, da hierüber evtl. Aufschlüsse zu erwarten sind, inwiefern eine Speicherung und Freisetzung von Energie beim DJ möglich ist (vgl. VAN INGEN SCHENAU 1997) bzw. welche Veränderungen sich hierbei durch die unterschiedlichen Belastungssituationen ergeben. In Abb. 7-3 zeigt sich, dass der Output an Energie im Anschluss an die Bodenkontaktphase mit der Zunahme der Körpergewichtbelastung bis zur BW Bedingung ansteigt



und nachfolgend nur noch leichte und nicht signifikante Veränderungen bemerkbar sind. Dies deutet auf das Erreichen einer Sättigungsgrenze hin, die mit der Normalbelastung des Körpergewichts (BW) einhergeht. Eine Analyse der in dieser Arbeit als „Energie Transfer“ bezeichneten Auswirkungen der Energie zum Zeitpunkt des Aufpralls mit der Energie zum Zeitpunkt des Abdrucks vom Boden in Abb. 7-5 c) weist auf eine signifikante Korrelation beider Parameter hin. Dagegen deutet der Gradient der Regressionsgleichung von  $a = 0,281$  an, dass Erhöhungen bei der Aufprallenergie nicht in gleichem Maße zu Erhöhungen im Energieoutput führen. Analoge Ergebnisse wurden schon bei den Veränderungen der Fallhöhen in Abb. 4-9 c) gefunden, wobei die dortige Regressionsanalyse einen etwas geringeren Gradienten hervorbrachte. Somit kann festgestellt werden, dass der Energieoutput von Bewegungen im DVZ durch die Speicherung und Nutzung von Energie über den Verlauf der Bodenkontaktphase nur geringfügig beeinflusst werden kann, wenngleich die Ergebnisse von ROBERTS et al. (1997) eigentlich darauf schließen lassen. Daher ist zu vermuten, dass die bei ROBERTS et al. (1997) anhand von freilaufenden Truthähnen nachgewiesenen zusätzlichen 60% an positiver Arbeit durch die Freisetzung von gespeicherter Energie nur zur Erhöhung der Effizienz der Bewegung beitragen, wie es BOBBERT et al. (1996) feststellten. Dies würde bedeuten, dass Beiträge von elastischer Energie den Gesamtbetrag an positiver Arbeit während der konzentrischen Phase nicht oder nur zu einem geringen Anteil erhöhen. Aussagen über den Energietransfer von Tieruntersuchungen, wie sie ROBERTS et al. (1997) am Beispiel von Truthähnen oder BIEWENER (1998) beim Pferd vorgenommen haben, lassen sich somit nicht völlig unbedenklich auf den Menschen übertragen, da hierbei unterschiedliche Längenverhältnisse zwischen Sehne und Muskel vorliegen. Es kann deshalb angenommen werden, dass der Großteil der Energiespeicherung über die serienelastischen Komponenten vorrangig der Sehnen ablaufen (HUIJING 1994). Um dies zu gewährleisten, bedarf es einer hohen neuronalen Aktivierung der mit einer Sehne verbundenen Muskulatur (COOK / McDONAGH 1996), da die für die Speicherung der Energie notwendige Spannung in der Sehne in hohem Maße von der muskulären Stiffness und daher direkt von der SRES abhängig ist (EDMAN 1997; BRÜGGEMANN et al. 2000; NIELSEN et al. 1994; FARLEY / MORGENROTH 1999).

Rückschlüsse auf belastungsbedingte Veränderungen der Stiffness der gesamten unteren Extremitäten lassen sich, wie bereits dargestellt, anhand der Kraft und der Kraftanstiegsrate zu Beginn des Bodenkontaktes ziehen. In Abb. 7-11 zeigen die dargestellten maximalen Bodenreaktionskraftwerte eine ähnliche Tendenz, wie sie bereits beim Energieoutput zu beobachten war: Es kommt zu einem signifikanten Anstieg der Werte, bis bei der BW Bedingung eine Sättigung auftritt. Die Kraftanstiegsraten in Abb. 7-12 weisen, in Analogie zu den maximalen Bodenreaktionskräften, ein vergleichbares Bild auf. Beide Beobachtungen stimmen mit den bei GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) beim freien DJ und AVELA et al. (1994; 1996) beim LBS („lifting block system“) gewonnenen Ergebnissen überein. Übertragen auf die durch den Körper aufgebrachte „Reactio“ bedeutet dies, dass trotz der größeren äußeren einwirkenden Belastung keine höheren Stiffnesswerte der unteren Extremitäten zu beobachten sind. Die bei der Kraftanstiegsrate feststellbaren gleichbleibenden Werte in Überlast lassen eine limitierte Leistungsfähigkeit beim Kraftoutput vermuten. Dies wird auch anhand des Kraftstoßes (Abb. 7-13) während der

Beschleunigungsphase ersichtlich, wo gegenüber der BW Bedingung keine weiteren Steigerungen im Kraftoutput zu beobachten sind.

Ein weiterer Indikator für die belastungsbedingten Veränderungen der Stiffness der unteren Extremitäten stellen die Gelenkwinkel im Sprung- und Kniegelenk dar. Aus Abb. 7-14 wird ersichtlich, dass die Sprunggelenkwinkel nur in geringem Maße von der Gewichtsvariation der Probanden beeinflusst werden. Es zeigen sich bei den maximalen Dorsalflexionswinkeln nur tendenzielle Veränderungen. Dabei ist jedoch die in unmittelbarer Vorbereitung des Bodenkontaktes zu beobachtende vermehrte Plantarflexion mit zunehmender Last zu berücksichtigen. Betrachtet man somit die Gesamtamplituden der Gelenkbewegung während des Bodenkontaktes, sind deutliche Zunahmen in Abhängigkeit von der Belastungserhöhung festzustellen. Dies entspricht den von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) gefundenen Ergebnissen. Analysiert man die Gesamtamplitude, so kann man aber dennoch davon ausgehen, dass das Gesamtausmaß immer noch im Geltungsbereich der SRES liegt (GOLLHOFER 1993).

Im Kniegelenk deutet sich dahingegen bei Lasten über der BW Bedingung eine deutliche Veränderung der Gelenkwinkelamplituden an. Die dabei zu beobachtenden stärkeren maximalen Kniegelenkwinkel lassen auf eine größere Bewegungsamortisation bei den Überlastsprüngen schließen. Die Folge kann in einer Tendenz zu einem „countermovement“ DJ gesehen werden. Als weiterer Mechanismus kann darin eine geringere Veränderung der Entfernung von Ansatz und Ursprung des zweigelenkigen M. gastrocnemius bei gleichzeitiger vermehrter Plantarflexion ausgemacht werden. Folglich sind dadurch verringerte Dehnungsgeschwindigkeiten dieses Muskels zu erwarten, welche zu geringeren Reflexbeiträgen während der RIA Phase in den Überlastbedingungen führen, was anhand Abb. 7-20 auch bestätigt werden kann. Daraus resultiert eine verringerte SRES in diesem Muskel und damit eine reduzierte Kapazität zur Speicherung und Freisetzung von Energie (JOYCE et al. 1969; NIELSEN et al. 1994; FARLEY / MORGENROTH 1999).

Mit der Vergrößerung der gesamten Bewegungsamplitude, welche durch die Analyse der Gelenkwinkel ersichtlich wird, ist auch eine Erhöhung der Bodenkontaktzeiten beobachtbar. Diese sind bei der Überlastsituation signifikant länger und liegen im Bereich von 200 ms. Überraschend ist hierbei, dass entgegen den Erkenntnissen von BAUERSFELD / VOSS (1992) und HAUPTMANN (1990) bei den Sprüngen mit Entlastung keine weiteren Verringerungen der Bodenkontaktzeiten, sondern sogar tendenzielle Erhöhungen zu beobachten waren. Dies kann mit den geringeren maximalen Bodenreaktionskräften und Kraftanstiegsraten gegenüber der Normalbedingung erklärt werden, wodurch auch der Energieoutput geringer war. Im Gegensatz zu der vorangegangenen „height variation“ Studie und zu den Erkenntnissen von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) konnten bei den anteiligen Bodenkontaktzeiten keine phasenspezifischen Besonderheiten hinsichtlich der Veränderungen der Bodenkontaktzeiten festgestellt werden. Belastungserhöhungen wirkten sich auf die Brems- wie auf die Beschleunigungsphase gleichermaßen stark aus.

Analysiert man die mittleren Leistungen während der Brems- und Beschleunigungsphase (Abb. 7-8), so lassen sich wiederum bei der Normalbedingung (BW) die größten Leistungswerte bestimmen. Sowohl in der Bremsphase, wie auch in der Beschleunigungsphase sind die Leistungsparameter in Unterlast deutlich verringert. Dies deutet darauf hin, dass die hier stattfindenden Mechanismen zur Leistungserbringung weniger effektiv ablaufen. Die Verringerungen der Leistungswerte in Überlast

sind zwar ebenfalls signifikant, weisen aber in Bezug auf die Normalbedingung nicht so große Differenzen auf. Die erhaltenen Werte und die Analyse der bedingungsnormalisierten Veränderungen lassen eine spezifische Anpassung an die normale Belastungsbedingung, wie sie schon von CAVAGNA et al. (1972) bei ihrer frühen Studie festgestellt wurde, vermuten. GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) haben ähnliche Ergebnisse für die Veränderungen der mechanischen Parameter bei ihrer Belastungsvariationsstudie gefunden:

*“Nevertheless, the main physical parameters demonstrate that the basic physical performance was maximal in that condition where no load manipulation was performed, and decreased in extra load or in reduced body weight conditions.”*

Dies lässt insgesamt auf eine Anpassung des menschlichen Körpers an die Bedingungen der normalen Erdanziehungskraft schließen, wie es auch BOSCO (1985) bei seinen Überlastversuchen herausgefunden hat. In diesem Zusammenhang sind auch die Untersuchungen von AVELA et al. (1994; 1996) zu sehen, die durch ihr speziell konstruiertes sog. „lifting block system“ (LBS) in der Lage waren, erhöhte oder verringerte Werte der Erdbeschleunigung (g) zu realisieren. Dabei stellten sie fest, dass die normale Schwerkraftbedingung einen Vorteil gegenüber den anderen veränderten Schwerkraftbedingungen hinsichtlich aller gemessener Parameter aufwies. Es lässt sich daher vermuten, dass einige Erklärungen für die beobachteten spezifischen Anpassungen an die normalen Gravitationsbedingungen in den neuronalen Aktivierungsmustern und -charakteristika der beteiligten Muskeln und Muskelgruppen zu finden sind.

Die Betrachtung der Reaktionen aller abgeleiteten Muskeln in Tab. 7-1 zeigt bei den reduzierten Körpergewichtsbedingungen nur geringfügige Veränderungen gegenüber der Normalbelastung. Beim M. triceps surae sind bei den Überlastbedingungen keinerlei Veränderungen hinsichtlich der IEMG Aktivität vor dem Bodenkontakt zu beobachten. Einzig die Mm. vastus medialis und rectus femoris zeigen etwas deutlichere Effekte auf die Belastungsvariation. Der M. vastus medialis weist in Unterlast leicht und in Überlast signifikant verringerte Voraktivierungswerte auf, wie es die bedingungsnormalisierten Auswertungen zeigen (Abb. 7-21). Demgegenüber ist beim M. rectus femoris in Unterlast eine leichte Erhöhung der muskulären Aktivität in Vorbereitung vor dem Bodenkontakt gegenüber der Normalbedingung festzustellen. Auch hier, wie schon in der „height variation“ Studie, zeigen die IEMG Werte nur geringe Veränderungen in Abhängigkeit von der erwarteten Dehnungsbelastung. Dies entspricht den Erkenntnissen von DYHRE-POULSEN / MOSFELD LAURENSEN (1984) und DIETZ et al. (1981), die festgestellt haben, dass die Voraktivierung nicht in Verbindung mit der realen Dehnungsbelastung dargestellt werden kann. Dagegen stehen die Untersuchungen von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) und AVELA et al. (1994; 1996), welche deutliche Verringerungen im Voraktivierungs-EMG des M. triceps surae vorgefunden haben. Dies kann mit der in beiden Untersuchungen veränderten Versuchsanordnung erklärt werden. Bei den dargestellten Untersuchungen von GOLLHOFER / KYRÖLÄINEN (1991) und AVELA et al. (1994; 1996) waren die Probanden bereits in der Ausgangsstellung vor dem Niedersprung entlastet. Daher kann angenommen werden, dass diese Entlastung das motorische Programm, welches die Voraktivierung steuert (DIETZ et al. 1979; MELVILL JONES / WATT 1971 b; DESMEDT / GODAUX 1977), bereits im Vorfeld des Niedersprungs modifiziert hat. Das motorische Programm wird dahingehend verändert, dass hier mit geringeren Belastungen vor allem bei den Plantarflexoren zu rechnen ist. Als hierfür auslösende Rezeptoren können die von DIETZ et al. (1989)

als „load receptors“ bezeichneten Golgi Sehnen Organe (GTO) angesehen werden. Diese können als Belastungsrezeptoren über die aktuelle Körpergewichtsbelastung afferente Signale an das Rückenmark geben, welche dann bei der Generierung des motorischen Programms im Vorfeld der Bewegung auf die Voraktivierungsstärke Einfluss nehmen. Da bei der „weight variation“ Studie, im Gegensatz zu den anderen aufgeführten Untersuchungen, die Probanden zu Bewegungsbeginn noch keine Entlastungswirkung spürten, konnte es zu keinen dementsprechenden Signalen der GTO kommen. Hierdurch wird die Voraktivierungsstärke mit der unter Normalbedingungen zu beobachtenden vergleichbar.

Auch die Überlastbedingungen führten bei den Plantarflexionsmuskeln zu keinen Veränderungen im Voraktivierungs- IEMG. Lediglich bei den Mm. vastus medialis, lateralis und rectus femoris konnten teilweise signifikante Verringerungen festgestellt werden. Dies kann damit erklärt werden, dass durch die bereits zu Bewegungsbeginn bemerkbare Überlast das motorische Programm dahingehend verändert, dass geringere Voraktivierungsniveaus das neuromuskuläre System so einstellen, dass keine Verletzungen zu erwarten sind.

Somit kann in Ergänzung zu SINKJAER et al. (2000) angenommen werden, dass die sensorischen Feedbackmechanismen auch schon im Vorfeld einer Bewegung einen wesentlichen Beitrag zu den zentral programmierten motorischen Befehlen leisten können. Eine geringere Voraktivierungsstärke müsste somit nach GREGORY et al. (1998) für eine geringere Reflexaktivität mit Beginn des Bodenkontaktes sorgen. Dennoch sind bei diesen Muskeln teilweise signifikant erhöhte Reflexaktivitäten zu beobachten, was auf der Grundlage der höheren Gelenkwinkelgeschwindigkeiten im Kniegelenk erklärt werden kann (GOTTLIEB / AGARWAL 1979; KOMI / GOLLHOFER 1997; NICOL / KOMI 1999; KOMI 2000). Insgesamt kann man somit zu dem Schluss kommen, dass die verringerte Voraktivierung der Kniegelenksexpressoren (Mm. vastus medialis, lateralis und rectus femoris) dazu dient, die Sensibilität der Muskelspindeln leicht herabzusetzen, um das tendomuskuläre System in der nachfolgenden Reflexphase nicht durch zu hohe Reflexbeiträge zu überlasten, aber dennoch entsprechend ihrer maximalen Kapazität zu einem hohen Leistungsoutput beizutragen. Dies entspricht ganz der von DIETZ (1992) formulierten These, dass sensorische Informationen die zentralen Bewegungsprogramme so modifizieren können, dass sich der Output des ZNS an die speziellen Aufgaben anpassen kann. Aufgrund der somit zu erwartenden Abstimmung von internalen Erfahrungswerten und externalen Anforderungen (SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER 1995) kann das Auftreten von ineffektiven bzw. verletzungsauslösenden Belastungssituationen bzw. Bewegungsmustern größtenteils ausgeschlossen werden. Dementsprechend können auch die etwas höheren Reflexbeiträge des M. rectus femoris bei den Unterlastbedingungen erklärt werden, da durch das bereits höhere Voraktivierungsniveau eine größere Sensibilisierung der Muskelspindeln über die  $\alpha$  -  $\gamma$  Koaktivierung angenommen werden kann. Dadurch führten die im Vergleich zur Normalbedingung nahezu unveränderten Winkelgeschwindigkeiten zu höheren Reflexbeiträgen bei diesem Muskel. BOBBERT et al. (1987 a) haben erhöhte muskuläre Aktivierungsniveaus beim M. rectus femoris auch bei der Tendenz festgestellt, einen Sprung eher „compliant“ und damit in Richtung CDJ auszuführen. Dies würde auch die erhöhten IEMG Werte in der LER Phase und die tendenziell verlängerten Bodenkontaktzeiten bei der BW -30% Bedingung erklären.

Die hier gefundenen Ergebnisse sprechen somit gegen die von HAUPTMANN (1990) anhand der Untersuchung von Trainingwirkungen durch Unterlastbedingungen geäußerte Feststellung, „dass geringere äußere Widerstände wirksame Reize für die Steigerung der Leistungsfähigkeit der Sensomotorik darstellen, wie es auch für reaktive Bewegungen nachgewiesen wurde“.

Alle insgesamt gefundenen Ergebnisse beim DJ betonen eine Adaptation des neuromuskulären Systems und damit auch der mechanischen Parameter an die auf der Erde herrschenden Schwerkraftbedingung, wie es auch AVELA et al. (1994) festgestellt haben. Zu einem ähnlichen Ergebnis kommen DIETZ et al. (1989) bei Unterwasserversuchen, in denen die Reaktion der EMG Aktivität auf translatorische Instabilitätsreize unter Wasser mit zunehmender Körpergewichtsbelastung anstieg, außerhalb des Wassers aber keine einheitliche Veränderung mehr aufzeigte.

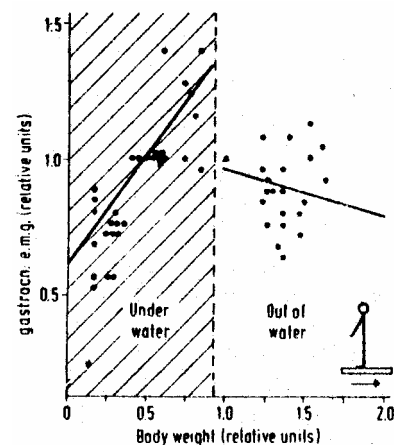


Abb. 8–1: Korrelation zwischen dem Körpergewicht und den integrierten EMG Antworten des *M. gastrocnemius* auf Rückwärts Translationsreize. Die Daten aller Probanden wurden auf die Normalbedingung außerhalb des Wassers normalisiert. (Aus: DIETZ et al. 1989).

Dabei wird die Bewegungssteuerung zusätzlich von vestibulären und visuellen Inputfaktoren beeinflusst, welche die früher erlernten zentralen Bewegungsprogramme modifizieren können (DIETZ 1992; RAPP / GOLLHOFER 1996).

### 8.3 Auswirkungen der Belastungsvariationen beim Sledge Jump System

In Analogie zum bisherigen Vorgehen sollen nachfolgend die durch die Belastungsvariation hervorgerufenen Veränderungen innerhalb des Sprungsystems SJS analysiert werden. Wie in Tab. 8-2 dargestellt, sorgt die Erhöhung der auf den Schlitten beschleunigend einwirkenden Kraft (Gewichtskraft des Stapels) für größer werdende Aufprallgeschwindigkeiten und damit auch zu höheren einwirkenden Energiebeträgen zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes.

Als Auswirkung dieser Belastungsveränderungen erhöht sich die als Bruttokriterium des Leistungsoutputs beim DVZ ansehbare Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes (vgl. Abb. 7-3 und 7-4). Dabei sind alle Veränderungen gegenüber der Normalbedingung signifikant, woraus gefolgert werden kann, dass Erhöhungen bei der den Schlitten am SJS beschleunigenden Masse auch zu Erhöhungen beim Energieoutput führen. Dies lässt sich auch durch die Analyse des Energietransfers in Abb. 7-5 d) bestätigen. Im Vergleich zu dem bei der „height variation“ Studie erhaltenen Gradienten der Regressionsgleichung fällt hier der ermittelte Gradient etwas höher aus.

Dies bedeutet, dass infolge höher werdender Belastung ein größerer Energieoutput generiert werden kann. Auch kommt es im Vergleich zum DJ hier nicht zu einer Abnahme der Energie bei den höheren Belastungen, sondern zu einem kontinuierlichen und signifikanten Anstieg der Wert mit der Belastungserhöhung.

Analog zu den Erhöhungen bei den Energiebeträgen zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ist auch eine Verlängerung bei den Bodenkontaktzeiten zu beobachten. Diese nehmen mit ansteigender Belastung deutlich und signifikant zu (vgl. Abb. 7-6). Lediglich die letzte Belastungsstufe von +20% auf +30% sorgt für keine Verlängerung in der Bodenkontaktzeit mehr. Bei den Unterlastbedingungen sind im Verhältnis zur Normalbedingung (BW) kürzere Bodenkontaktzeiten festzustellen. Die Veränderungen in der Energiegenerierung bzw. bei der während der positiv dynamischen Bewegungsphase geleisteten Arbeit gehen somit mit einer Verlängerung der zur Verfügung stehenden Zeit einher. Diese Beobachtung deckt sich auch mit der Tatsache, dass die letzte Belastungsstufe beim SJS zu geringeren Erhöhungen des Energieoutputs führt, wobei hier die Bodenkontaktzeiten mit der +20% Bedingung vergleichbar sind und somit nicht mehr signifikant ansteigen.

Setzt man als Ursache für die Erhöhung des Energieoutputs eine Energiespeicherung und -freisetzung durch die vorausgehende Dehnung voraus, muss angenommen werden, dass die hierbei beobachteten Zeitspannen deutlich zu lang sind. Darauf weisen die Ergebnisse der Untersuchungen von CURTIN et al. (1974), STIENEN et al. (1978) und WALSH et al. (1998) hin. Somit kann hier nicht von einer Erhöhung des Energieoutputs durch die Energiespeicherung, wie es ASMUSSEN / BONDE-PETERSEN (1974) oder MORGAN / PROSKE (1997) vermuten, ausgegangen werden, da eine wichtige Grundvoraussetzung, die kurze Zeitspanne zwischen nachgebender und überwindender Phase, bei den Sledge Jumps nicht erfüllt wird.

Eine weitere Möglichkeit, die zu einem erhöhten Energieoutput führen kann, ist in den Kraftwerten zu sehen (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997). Die Analyse der maximalen Bodenreaktionskräfte in Abb. 7-11 a) und b) zeigt hier nur geringe belastungsabhängige Veränderungen. Betrachtet man die Kraftanstiegswerte der ersten 30 ms nach dem Bodenkontakt (vgl. Abb. 7-12 a)), so sind bei den Unterlastbedingungen keine Veränderungen zu beobachten, bei den Überlastbedingungen zeigen sich aber signifikante Erhöhungen. Dies deutet darauf hin, dass die Belastungserhöhung in diesem Fall auch zu einem schnelleren Anstieg der Kraftwerte führt. Weiterhin kann festgestellt werden, dass der Kraftstoß während der Bremsphase mit der Erhöhung der Belastung auch höhere Werte zeigt (vgl. Abb. 7-12 b)). Dahingegen lassen sich solche Veränderungen während der Beschleunigungsphase nicht beobachten (Abb. 7-13).

Auch die dargestellten Auswirkungen auf die unterschiedlichen Kraftparameter zeigen, dass eine Speicherung und Freisetzung von Energie für die Erhöhungen beim Energieoutput nicht als Erklärungsansatz herangezogen werden kann. Lediglich die etwas höher werdenden Beträge beim Kraftanstieg deuten auf eine Erhöhung der SRES hin (JOYCE et al. 1969; HUXLEY 1974), welche mit der Möglichkeit einer Energiespeicherung einhergehen würde. Dies ist aber, wie bereits dargestellt, aufgrund der zu langen Bewegungszeiten größtenteils auszuschließen. Die durch die größere SRES erzielte vermehrte Speicherung an Energie zu Beginn des Bodenkontaktes wird somit vorrangig als Wärme verpuffen (GOUBEL 1997).

Weitere Aufschlüsse über die Auswirkungen der Belastungsveränderungen sind aus der Analyse der mittleren phasenspezifischen Leistungen zu ziehen. Während die Bremsleistung infolge der Belastungserhöhungen deutlich und signifikant ansteigt, ist bei der Beschleunigungsleistung kein signifikanter Effekt feststellbar. Letzteres deutet darauf hin, dass die Leistungsfähigkeit des neuromuskulären Systems in der positiv dynamischen Bewegungsphase als begrenzt angesehen werden kann. Da hier keine leistungspotenzierenden Effekte durch Energiespeicherung angenommen werden können, bleiben auch die Leistungswerte unverändert. Die nahezu gleichbleibende Leistung während der Beschleunigungsphase auf allen Belastungsstufen (vgl. Abb. 7-8 b)) deutet darauf hin, dass der Leistungsoutput limitiert ist. Dies entspricht auch den Erkenntnissen, die man anhand der Kraft- Geschwindigkeitsrelation von HILL (1938) und EDMAN (1988) für die Limitierung der Leistungsfähigkeit ziehen kann. Höhere Leistungen können dann nur erzielt werden, wenn die Kraft-Geschwindigkeitskurve über einen Trainingsprozess oder über leistungspotenzierende Mechanismen auf eine höhere Ausgangsposition verschoben wird.

Im Vergleich dazu zeigt die mittlere Leistung in der negativ dynamischen Bewegungsphase einen ansteigenden Trend. Dies bedeutet, dass hier Effekte zum Tragen kommen, welche durch die Belastungserhöhung verursacht werden. Dabei könnten zum einen neuromuskuläre Aspekte und zum anderen muskelmechanische Aspekte, wie sie EDMAN (1997; 1999) und TAKARADA et al. (1997) beschrieben haben, einen wichtigen Beitrag leisten. Bevor aber auf diese Aspekte näher eingegangen werden kann, müssen vorerst die Belastungsauswirkungen auf die Gelenkwinkel und die Winkelgeschwindigkeiten analysiert werden.

Wie aus Abb. 7-14 ersichtlich wird, sind im Sprunggelenk nur geringe Veränderungen der maximalen Dorsalflexionswinkel zu beobachten. Lediglich die Bedingung BW +20% zeigt sich signifikant von der Normalbedingung verschieden. Allerdings ist ein leichter Trend zu größeren Flexionswinkeln erkennbar. Weiterhin ist die bereits bei der Analyse der Veränderungen beim DJ aufgezeigte Tendenz zu einer vermehrten Plantarflexion kurz vor Beginn des Bodenkontaktes auch beim SJS feststellbar. Dadurch ergeben sich mit der Zunahme der Belastung auch insgesamt größere Bewegungsamplituden. Vergleicht man die Gelenkposition vor und nach dem Bodenkontakt, so lassen sich nach dem Bodenkontakt größere Plantarflexionswinkel feststellen, was auf eine gestrecktere Fußposition hindeutet. Dies lässt darauf schließen, dass während der Beschleunigungsphase größere Bewegungsamplituden des Gesamtsystems „Athlet - Schlitten“ erwartet werden können. Die anhand der Gelenkwinkelveränderungen ableitbaren Längenänderungen des tendomuskulären Systems liegen, wenn man es mit der Methode von GOLLHOFER et al. (1992), GRIEVE et al. (1978) oder BOBBERT et al. (1986) analysiert, insgesamt betrachtet, noch im Bereich für die Aufrechterhaltung der SRES, wie GOLLHOFER (1993) postuliert hat. Daher können die Erhöhungen beim Kraftanstieg und beim Impuls während der Bremsphase teilweise durch die potenzierenden Effekte wie es BOSCO et al. (1982) oder EDMAN (1999) beschrieben haben, erklärt werden. Die bestehenden Querbrückenbindungen werden durch die höhere Belastungseinwirkung vermehrt gedehnt bzw. die Enge des Aktin- Myosin Strukturgitters nimmt so zu, dass eine höhere Kraftleistung während dieser Phase zu beobachten ist (TAKARADA et al. 1997). Diese äußert sich dann zwar nicht in der maximalen Kraft, aber im Integral der Kraft während der Bremsphase (Kraftstoß). Durch die langen

Kontaktzeiten lösen sich die dabei entstehenden Querbrücken jedoch wieder und die bislang in diesen Strukturen gespeicherte Energie verschwindet als Wärme.

Beim Kniegelenk wurden hinsichtlich der maximalen Beugewinkel vergleichbare Beobachtungen gemacht. So zeigen sich klare und teilweise signifikante Erhöhungen der maximalen Beugewinkel mit der Erhöhung der Belastung. Diese Erkenntnisse stimmen mit denen von ELORANTA (1997) überein, der mit Belastungserhöhungen, auch in der vermehrt liegenden Position auf dem Sprungschlitten, größere Kniegelenksbeugewinkel feststellte.

Kniegelenk- und Sprunggelenkwinkel zusammen betrachtet lassen darauf schließen, dass durch die Belastungserhöhung eine Vergrößerung der Bewegungsamplitude der unteren Extremitäten verursacht wurde. Dies lässt sich anhand der zurückgelegten Wegstrecken des Schlittens, der auch die Bewegungen des Körperschwerpunktes wiedergibt, darstellen.

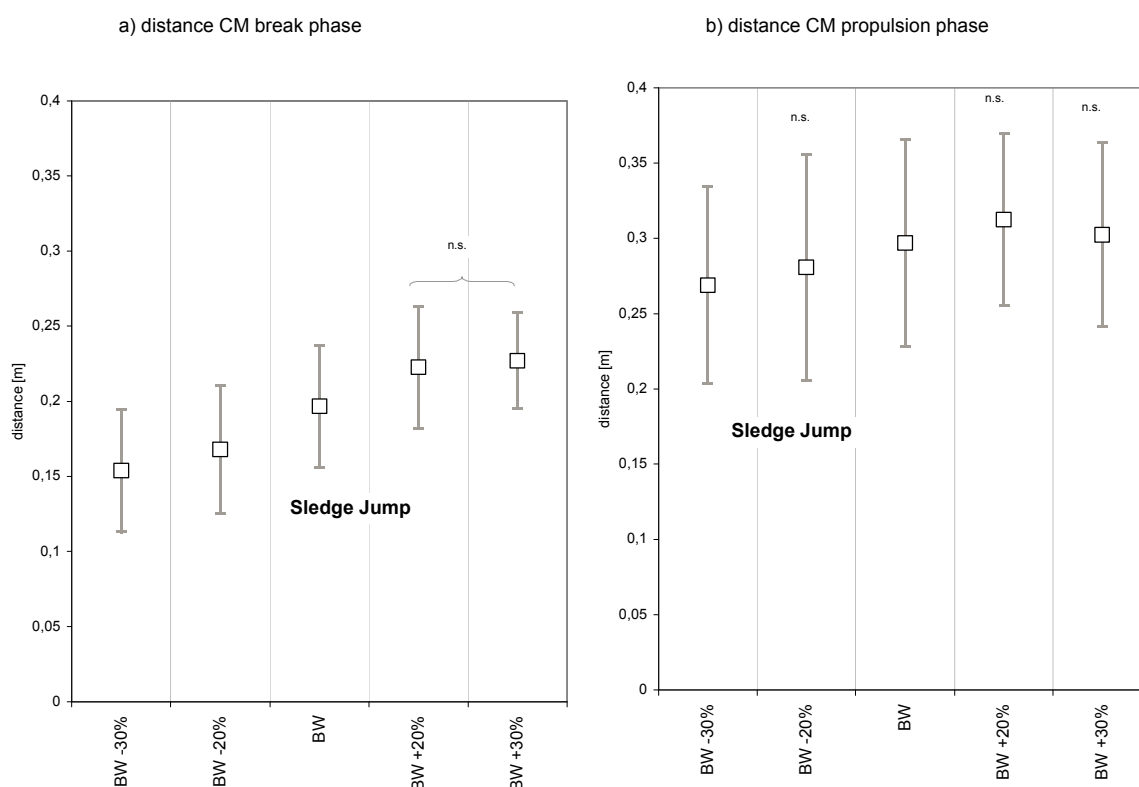


Abb. 8–2: Zurückgelegter Weg des Körperschwerpunktes (CM) während der Brems- und Beschleunigungsphase beim SJS

Hier zeigen sich während der Bremsphase mit Ausnahme der Belastungserhöhung von +20 auf +30% signifikante Vergrößerungen in der Bewegungsamplitude. Ähnliche Veränderungen sind auch in der Beschleunigungsphase festzustellen, wobei hier die letzte Belastungssteigerung zu geringeren Amplituden führt. Insgesamt betrachtet sind die Bewegungsamplituden in der Beschleunigungsphase größer, da die Gelenkwinkel im Sprunggelenk sich zu Beginn und am Ende des Bodenkontaktes deutlich unterscheiden.

Die hier aufgezeigten Sachverhalte stellen eine Möglichkeit dar, die Veränderungen beim Energieoutput zu erklären: Durch die größeren Bewegungsamplituden in der positiv dynamischen Bewegungsphase mit größer werdender Last kann auch mehr Arbeit geleistet werden, was sich



letztendlich in höheren Energiebeträgen am Ende des Bodenkontaktes widerspiegelt. Dies entspricht den Erkenntnissen von KUBO et al. (1999), WALSH / WILSON (1997) und FARLEY / MORGENROTH (1999), bei denen eine Veränderung der Stiffness, bzw. ein mehr „compliant“ ausgeführter Sprung zu einem höheren Energieoutput bzw. einer größeren Sprunghöhe beim DVZ führte.

Für weitere Analysen müssen die Veränderungen der neurophysiologischen Parameter herangezogen werden. Die Überblickstabelle (Tab. 7-1) zeigt während der Voraktivierungsphase mit der Erhöhung der Belastung beim SJS nur geringe Veränderungen. Lediglich der M. soleus und die Mm. vastus medialis und lateralis zeigen mit Zunahme der Belastung eine leichte Tendenz zur Aktivitätsreduktion. Bei allen anderen betrachteten Muskeln deuten sich nur sehr geringe Veränderungen an. Dies ist im Gegensatz zu der Studie von ELORANTA (1997) zu sehen, der bei allen betrachteten Muskeln mit Erhöhung der Belastung von 40 auf 110% des Körpergewichtes beim Schlittensystem eine deutliche und signifikante Zunahme des Voraktivierungs EMG's festgestellt hatte. Allerdings kann dieser Unterschied anhand der Unterschiede im Leistungsniveau der untersuchten Probanden gesehen werden. Während bei ELORANTA (1997) für die Untersuchung nur durchschnittlich trainierte Studenten herangezogen wurden, haben die Probanden bei der im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführten Studie eine große Sprungerfahrung vorzuweisen. Dabei haben VIITASALO (1998) beim Vergleich von trainierten und untrainierten Springern anhand des Drop Jumps festgestellt, dass Trainierte im Vergleich zu Untrainierten deutlich weniger belastungsbedingte Veränderungen bei den spezifischen Aktivierungsparametern, unter anderem auch in der Voraktivierungsintensität und -dauer, aufweisen. Dies bedeutet, dass das von supraspinalen Zentren generierte Bewegungsprogramm (DIETZ et al. 1979; MELVILL JONES / WATT 1971 b; DESMEDT / GODAUX 1977) bei trainierten Athleten deutlich stabiler ist und sich durch die Variation der Belastung nur geringfügig verändert. Belastungsbedingte Modifikationen im Bewegungsprogramm über afferente Beiträge konnten nur durch die Veränderung der Beschleunigung des Schlittens bzw. der Bewegungsgeschwindigkeit verursacht werden, da die Probanden im Gegensatz zum DJ die Belastung vor dem Lösen der Bremshebel am SJS nicht über andere Sensoren (z. B. GTO) wahrnehmen konnten. Lediglich durch ihre Erfahrung mit diesen Trainingsbelastungen und dem Trainingssystem sowie durch die Probeversuche unmittelbar vor dem eigentlichen Messversuch konnte eine Abstimmung der Voraktivierungsstärke erfolgen. Die geringfügigen Unterschiede bei den Fallhöhen (vgl. Abb. 7-1) dürften hier keine Veränderungen hervorrufen, wie es SANTELLO / McDONAGH (1998) dargestellt haben. Lediglich die tendenziellen Veränderungen beim M. soleus und den Mm. vastus medialis und lateralis könnten darüber erklärt werden. Allerdings sprechen die in der „height variation“ Studie bei viel größeren Veränderungen der Fallhöhe nur geringfügig aufgetretenen Veränderungen in der Voraktivierung dagegen.

Vom Grad der Voraktivierung ist auch der Betrag der Reflexaktivität abhängig, wie es z.B. GOLLHOFER (1993); DIETZ et al. (1981) und GREGORY et al. (1998) dargestellt haben. Bei Untersuchungen zu funktionellen Dehnungsantworten unter variablen Körpergewichtsbelastungen (30, 60 und 100%) (DIETZ et al. 1992) konnte gezeigt werden, dass die Be- bzw. Entlastung des Körpers die Ausprägung der propriozeptiven Reflexantworten auf Dehnungsreize wesentlich beeinflusst. Die in Tab. 7-1 dargestellten Veränderungen zeigen dahingehend bei den Plantarflexoren (Mm. soleus

und gastrocnemius) und den Hüftextensoren (Mm. biceps femoris und gluteus maximus) bei der Unterlastbedingung teilweise signifikant höhere Werte. Zudem zeigen nahezu alle Extensionsmuskeln bei den Versuchen mit erhöhtem Körpergewicht eine zum Teil signifikante Aktivitätsreduktion. In den dargestellten beispielhaften EMG Mustern der Plantarflexoren (Abb. 7-19 und 7-20) sind sogar bei den höheren Lasten deutlich herausisolierte Reflexbeiträge beobachtbar. Dies deutet auf eine Verringerung der Basisaktivierung durch die Bewegungsprogramme hin. Die höheren Reflexbeiträge bei den Plantarflexoren bei den Unterlastbedingungen können zum Teil durch die höheren Voraktivierungsbeträge bei diesen Muskeln begründet werden, welche in diesem Bereich für eine deutliche Erhöhung der Reflexbeiträge sorgen, wie es GREGORY et al. (1998) dargestellt haben. Die geringeren Werte bei den Winkelgeschwindigkeiten, wie sie beim Sprunggelenk beobachtet werden können (vgl. Abb. 7-17 a)), sorgen beim M. soleus nur für tendenzielle Veränderungen. Beim M. gastrocnemius als zweigelenkigen Muskel kann angenommen werden, dass die Veränderungen bei den Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von beiden Gelenken, dem Sprung- und Kniegelenk, die geschwindigkeitsbedingten Auswirkungen kompensieren, zumal sie bei beiden Gelenken ungefähr dieselbe Größenordnung besitzen. Somit kann angenommen werden, dass beim M. gastrocnemius die Veränderungen bei der Reflexaktivität durch die unterschiedlichen Voraktivierungsniveaus hervorgerufen werden. Die dadurch verursachte vermehrte Sensibilisierung der Muskelspindeln über die  $\alpha$  -  $\gamma$  Koaktivierung (BURKE et al. 1978) sorgt somit für die unterschiedlichen belastungsabhängigen Ausprägungen der Reflexaktivität.

Über hemmende Einflüsse der Golgi- Sehnensorgane (GTO) auf die Reflexaktivität während der Bodenkontaktphase kann hier nur spekuliert werden. Die bei den Überlastbedingungen feststellbaren Verringerungen der IEMG Werte lassen auf diesbezügliche hemmende Einflüsse, wie sie SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982) vermutet haben, schließen.

Somit können zum einen Veränderungen bei der Voraktivierungsintensität und zum anderen hemmende Einflüsse der Ib Afferenzen der GTO für die Veränderungen der IEMG Werte in der RIA Phase verantwortlich gemacht werden.

Betrachtet man die Phase der späten und willkürlichen EMG Antworten (MARSDEN et al. 1978; 1978 b), so lassen sich hier überraschenderweise keine Veränderungen der IEMG Werte beobachten. Lediglich der M. gluteus maximus zeigt in Unter- wie auch in Überlast tendenziell höhere Aktivierungsbeträge. Dies deutet darauf hin, dass hier bei allen Bedingungen die maximale willkürliche Aktivierung des muskulären Systems verwendet wird, so dass keine weiteren Veränderungen mehr möglich werden. Somit sind die Probanden auch nur begrenzt in der Lage ineffektive Aktivierungsprogramme bzw. Reflexbeiträge der vorausgegangenen Bodenkontaktphasen auszugleichen, da hier bereits eine maximale Aktivierung vorliegt. Um hierüber genauere Aussagen machen zu können, sollten die MVC Werte der jeweiligen Muskeln mit diesen Werten verglichen werden. Diese liegen allerdings zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht vor. Zudem lässt sich hierüber auch die Limitierung des Leistungsoutputs während der Beschleunigungsphase erklären, wie es in Abb. 7-8 b) zu beobachten ist.

Insgesamt betrachtet kann für die Auswirkungen der Belastungsvariation beim SJS gefolgert werden, dass hier nicht von einer Nutzung der einwirkenden Energie ausgegangen werden kann. Die hierfür grundlegenden Voraussetzungen der schnellen und kurzen Bodenkontaktphasen, der hohen

Voraktivierungs- und Reflexbeiträge bei der muskulären Aktivierung konnten hier nicht beobachtet werden. Erhöhungen im Energieoutput sind somit im Zusammenhang mit der Gesamtbewegungsamplitude und muskelphysiologischen Aspekten zu sehen. Zudem ist von einer Limitierung des neuromuskulären Systems auszugehen, infolge derer höhere Belastungen nur bis zu einem gewissen Grad zu einem höheren Leistungsoutput führen.

#### **8.4 Auswirkungen der Systemvariation**

Die im Rahmen dieser Untersuchung durchgeführten Sledge Jumps unterscheiden sich, wie bereits dargestellt, von den freien Drop Jumps durch die Ebene der Bewegungsausführung. Während die Bewegung beim DJ in der Ebene der einwirkenden Erdanziehungskraft abläuft, ist sie beim SJS horizontal angesiedelt. Aufgrund der unterschiedlichen Bewegungsebenen kann davon ausgegangen werden, dass hier auch unterschiedliche Einflüsse der von DIETZ et al. (1992) als „load receptors“ bezeichneten Golgi Sehnen Organe und des vestibulären Systems angenommen werden können. Dadurch verursachte Veränderungen sollen in einem ersten Schritt anhand der Analyse der mechanischen Parameter aufgedeckt werden.

Weiterhin unterscheiden sich die Sprungsysteme hinsichtlich ihrer Belastungseinwirkung auf die Probanden bei der Aufprallgeschwindigkeit und der Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes (vgl. Tab. 8-2). Somit sind die verschiedenen zu beobachtenden Anpassungseffekte und belastungsbedingten Veränderungen auf diese Unterschiede zurückzuführen.

Analog zu den beobachteten Auswirkungen der Systemvariation bei der „height variation“ Untersuchung können bei der Energie zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes deutliche Unterschiede zwischen den Sprungsystemen beobachtet werden (Abb.7-3 b)). Die prozentualen Veränderungen sind dabei nur bei den Überlastbedingungen zwischen den Sprungsystemen vergleichbar, in Unterlast zeigen sich signifikante Unterschiede (vgl. Abb. 7-4 b)). Zudem ist beim DJ das Erreichen einer maximalen Energie bei BW +20% zu beobachten, während dies beim SJS nicht der Fall ist.

Wodurch sind nun aber die deutlich höheren Energiebeträge zum Zeitpunkt des letzten Bodenkontaktes ( $E(t_{\text{push-off}}$ ) beim SJS im Vergleich zum DJ zu erklären?

Wie bereits in den systeminternen Analysen der Belastungsauswirkungen dargestellt, können beim DJ Mechanismen der Energiespeicherung und -freisetzung angenommen werden, wohingegen dies beim SJS für die positiv dynamische Bewegungsphase als nicht relevant angesehen werden kann. Darauf deuten die deutlichen Unterschiede bei den Bodenkontaktphasen hin, welche beim SJS nahezu doppelt so groß sind. Daher kann mit GOUBEL (1997) gefolgert werden, dass beim SJS die „coupling time“ (Zeitspanne zwischen Dehnung und Verkürzung) zu lang ist, um die Querbrücken in einem aktiven Bindungsstatus zu erhalten. Dafür sprechen auch die Analysen in Abb. 7-7 b), in denen eine mittlere Dauer der Bremsphase von  $183 \text{ ms} \pm 38$  und der Beschleunigungsphase von  $252 \text{ ms} \pm 57$  angegeben wird. Hier wird die Forderung von FRICK (1993) nach Kontaktzeiten von  $< 100 \text{ ms}$  während der Bremsphase deutlich überschritten. Somit kann angenommen werden, dass die während der exzentrischen Phase gespeicherte Energie letztendlich noch während dieser Phase als Wärme

verpufft. Beim DJ hingegen liegen die Phasenzeiten in dem geforderten Bereich, so dass hier eine Übertragung der während der Bremsphase gespeicherten Energie in die Beschleunigungsphase angenommen werden kann.

Anhand dieser Erkenntnisse lassen sich zwar die systeminternen Unterschiede hinsichtlich des Energieoutputs erklären, nicht aber die Unterschiede zwischen den Systemen. Eine Erklärung für diese Unterschiede könnte anhand der Analyse der Gelenkwinkel in Sprung- und Kniegelenk gefunden werden. Während die Abb. 7-14 keine signifikanten Unterschiede beim Sprunggelenkwinkel zwischen den Sprungsystemen aufzeigt, sind anhand der Abb. 7-15 beim Kniegelenk sehr deutliche Unterschiede zu beobachten. Beim SJS sind zum Teil 10 - 13° größere maximale Beugewinkel in diesem Gelenk zu beobachten. Während das belastungsbedingte Verhalten bei beiden Gelenken vergleichbar ist, wie es in Abb. 7-16 a) und b) dargestellt ist, lassen die größeren absoluten Kniegelenkwinkel beim SJS auf eine größere Amortisationsbewegung schließen. Daher kann mit BOBBERT (1990) gefolgert werden, dass die Sprünge beim SJS in einer vermehrt „countermovement“ ähnlichen Bewegungsform durchgeführt werden. Dies lässt sich auch anhand des Vergleiches der Positionsveränderungen des Körperschwerpunktes während der Brems- und Beschleunigungsphase, wie in Abb. 8-3 dargestellt, bestätigen. Die hierbei in Abb. 8-3 a) beobachtbaren deutlichen und signifikanten Unterschiede zwischen den Sprungsystemen lassen beim SJS gegenüber dem DJ auf eine geringere Stiffness während der Bremsphase schließen, was durch die Vergrößerung des Unterschiedes mit Zunahme der Belastung gestützt werden kann. Ähnliche Veränderungen sind während der Beschleunigungsphase festzustellen, wo beim SJS deutlich größere Bewegungsamplituden des Körperschwerpunktes beobachtbar sind.

Anhand dieser Erkenntnisse können die Unterschiede im Energieoutput zwischen den Sprungsystemen erklärt werden: Durch die größere Bewegungsamplitude sind die Probanden beim SJS in der Lage, deutlich mehr Arbeit zu leisten, was sich in den höheren Energiebeträgen äußert. Bestätigend hierzu sind die Erkenntnisse von KUBO et al. (1999) und WALSHE / WILSON (1997) anzuführen, welche bei sog. „compliant jumps“ deutlich höhere Sprunghöhen bei hohen Belastungen feststellen konnten. Eine verringerte Stiffness muss somit auch anhand der Kraftkennwerte nachzuweisen sein. Hierbei spielt vor allem der Kraftanstieg während der ersten 30 ms nach dem Bodenkontakt und der Impuls während der Bremsphase eine entscheidende Rolle. Beide Analysen (vgl. Abb. 7-12) zeigen signifikant höhere Werte beim DJ, was auf eine größere Gesamtstiffness und zudem auch auf eine größere SRES schließen lässt (EDMAN 1997).

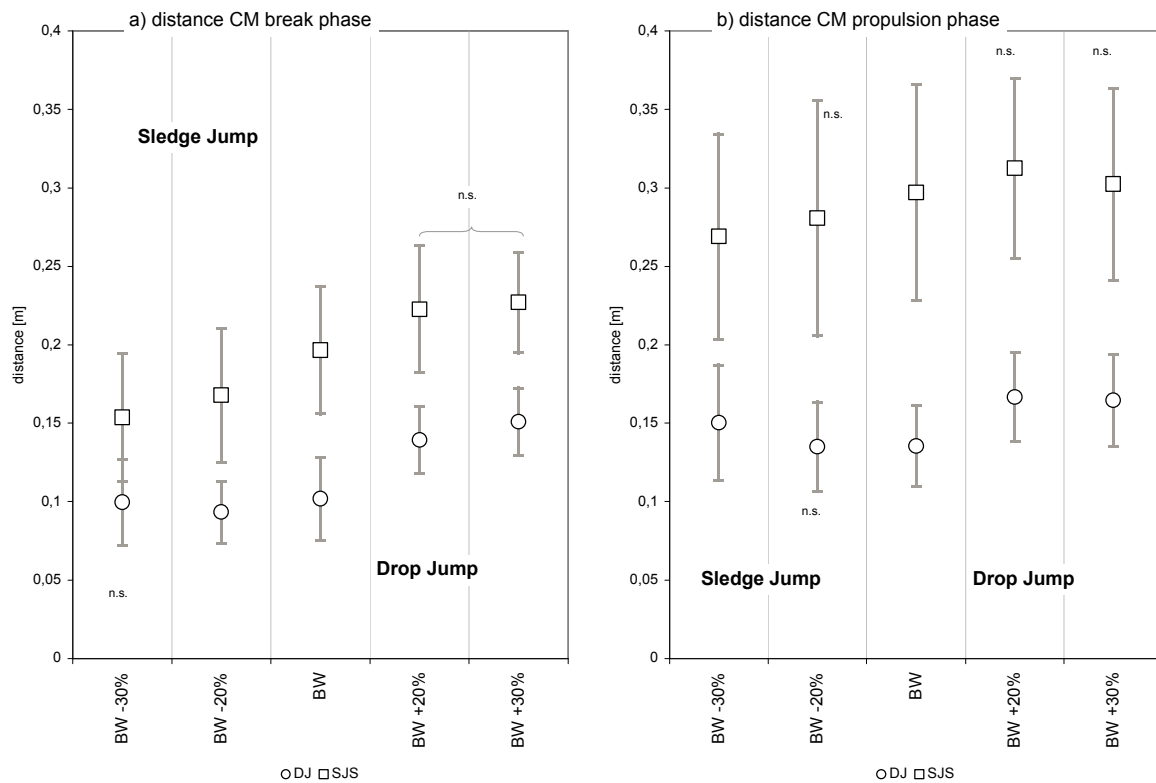


Abb. 8–3: Zurückgelegter Weg des Körperschwerpunktes (CM) während der Brems- und Beschleunigungsphase beim DJ und beim SJS.

Folgt man den Erkenntnissen von COOK / McDONAGH (1996), dass bei geringeren muskulären Aktivierungen das tendomuskuläre System aufgrund der geringeren Stiffness der kontraktiven Elemente deutlich elastischer („compliant“) wird, so lassen sich die mechanischen Unterschiede auch anhand der neuromuskulären Aktivierungscharakteristika erklären. Aus Tab. 7-2 geht hervor, dass während der PRE und RIA Phase bei nahezu allen betrachteten Muskeln hochsignifikante Unterschiede bei den Aktivierungsniveaus bestehen. So sind die beobachteten IEMG Werte beim DJ deutlich höher. In Abstimmung mit den Erkenntnissen von NIELSEN et al. (1994), FARLEY / MORGENROTH (1999) und GOLLHOFER et al. (1995) kann durch diese höheren Aktivierungsbeiträge die Stiffness in einem Gelenk deutlich erhöht werden. Eine höhere Stiffness führt zwar, wie bereits dargestellt, zu der Möglichkeit mehr Energie zu speichern und in die positiv dynamische Bewegungsphase zu übertragen. Dahingegen wird aber aufgrund der geringeren Amortisationsbewegung die Generierung von Energieoutput in der positiv dynamischen Bewegungsphase limitiert.

Ein weiterer Aspekt, der zur Unterschiedlichkeit der beiden Sprungsysteme hinsichtlich des Energieoutputs beitragen kann, ist in den Winkelgeschwindigkeiten am Sprung- und Kniegelenk zu sehen. Wie aus Abb. 7-17 a) und b) hervorgeht, sind beim SJS die Winkelgeschwindigkeiten während der Bremsphase deutlich geringer. Noch wichtiger jedoch für die Generierung eines hohen Energieoutputs sind die Winkelgeschwindigkeiten während der Beschleunigungsphase. Auch hier lassen sich beim DJ, anhand der Kurvendarstellungen in Abb. 7-14, deutlich höhere Werte feststellen. Daraus ergibt sich für die Probanden die Möglichkeit, durch die geringeren

Bewegungsgeschwindigkeiten beim SJS größere Kraftwerte während dieser Phase zu generieren. Diese Annahme basiert auf den Erkenntnissen über die Kraft- Geschwindigkeitsrelation von HILL (1938) und EDMAN (1988). Somit ist anhand dieses Mechanismus eine weitere Möglichkeit gegeben, den höheren Energieoutput beim SJS zu erklären.

Neben den bisher vorrangig auf der mechanischen Basis diskutierten Unterschiede zwischen den Sprungsystemen sind in Ergänzung zu Kapitel 5.4 die neuromuskulären Unterschiede anzusprechen. Analog zu den Veränderungen bei der Fallhöhenvariation, zeigen sich die Auswirkungen der Systemvariation. Dabei lassen sich anhand der Tab. 7-2 in jeder funktionellen Phase der Sprungbewegung größtenteils signifikante Unterschiede in den Sprungsystemen nachweisen. Dies bedeutet, dass während der PRE und RIA Phase mit Ausnahme der Mm. tibialis anterior und rectus femoris alle abgeleiteten Muskeln beim DJ höhere IEMG Werte zeigen. Erst während der Phase der willkürlichen Aktivierungsbeiträge (LER) kehrt sich dieses Bild um. Somit kann angenommen werden, dass diese hier beobachtbaren unterschiedlichen Aktivierungsmechanismen für die mechanischen Unterschiede zwischen den Sprungsystemen verantwortlich gemacht werden können. Wie bereits dargestellt sorgen die erhöhte Voraktivierung und die Reflexe für eine Erhöhung der Stiffness in den beteiligten Gelenken. Durch die höheren IEMG Beträge während der PRE Phase lassen sich nach GREGORY et al. (1998) und HORITA et al. (1996) höhere Reflexaktivitäten erwarten. Zusätzlich sorgen noch größere Gelenkwinkelgeschwindigkeiten und eine vermehrte Plantarflexionsstellung beim DJ für höhere Reflexbeiträge (WEISS et al. 1986). Diese erhöhten Aktivierungsniveaus beim DJ im Vergleich zu SJS haben eine größere Gelenkstiffness zur Folge und bedingen eine höhere Bremsleistung und kürzere Bodenkontaktzeiten (WILSON et al. 1994). Zudem wird durch die Erhöhung des Dehnungsreflexes eine Linearisierung der muskulären Stiffness erzielt (NICOLS / HOUK 1976; HUFSCHEMIDT / SCHWALLER 1987).

Über die Gründe für die systemspezifischen Unterschiede in den Voraktivierungsniveaus und Reflexbeiträgen kann hier allerdings nur spekuliert werden. Als erster Einflussfaktor können die Unterschiede in der Ausrichtung der Bewegungsebene angeführt werden. Dabei zeigen jedoch Untersuchungen von DIETZ et al. (1992) eine Unabhängigkeit der EMG Aktivität von der Körperposition im Liegen und Stehen bei Rotations- und Translationsreizen auf das Sprunggelenk. Allerdings stellten die Autoren einen deutlichen Zusammenhang zwischen der Belastung (relativ zum Körpergewicht) und der „long-latency“ Reflexantwort (70 - 180 ms nach mechanischer Triggerung) des M. gastrocnemius fest. Keinen Unterschied konnten sie bei der „short-latency“ Reflexantwort (40 - 70 ms) feststellen. Daher vermuten sie, dass das vestibuläre System keinen Einfluss auf die EMG Muster hat. Sie sehen daher das GTO als relevanten Einflussfaktor an. Allerdings betrifft dies nur die Reflexbeiträge. Aufgrund der bei diversen Schlittensprungsystemen in der Literatur (z. B. RODACKI et al. 2001; KYRÖLÄINEN et al. 1990) beobachtbaren Veränderungen in der Voraktivität wird an dieser Stelle gefolgert, dass durch die unterschiedliche Körperlage ein afferenter Einfluss des vestibulären Systems das motorische Programm modifiziert. Dadurch erfahren die Probanden am SJS eine geringere Voraktivierung mit all ihren neuromuskulären und mechanischen Konsequenzen. Zusätzlich sorgen noch unterschiedliche Gelenkwinkelpositionen (WEISS et al. 1986) und Winkelgeschwindigkeiten (GOTTLIEB / AGARWAL 1979; KOMI / GOLLHOFER 1997; NOCOL / KOMI

1999; KOMI 2000) für eine Erhöhung der Reflexbeiträge und damit zu einer Erhöhung des initialen Kraftanstieges (HOFFER / ANDREASSEN 1981; ALLUM / MAURITS 1984; DUNCAN / McDONAGH 2000).

Eine Bestätigung für diese Annahmen kann in den Aktivierungscharakteristika des M. rectus femoris gefunden werden. Dieser Muskel weist durch seine Aufgabe beim SJS, die Beine in Vorbereitung des Bodenkontaktes in der Luft zu halten, eine dem DJ vergleichbare Voraktivierung auf. Dadurch sind auch die Reflexbeiträge bei diesem Muskel zwischen den Sprungsystemen vergleichbar.

Um dennoch einen hohen Energieoutput zu gewährleisten, müssen konsequenterweise die oben angeführten Differenzen bei den nicht willkürlich beeinflussbaren Phasen (PRE und RIA) zwischen den Systemen durch die willkürlichen Aktivierungsbeiträge in der LER Phase kompensiert werden. Daher zeigen nahezu alle Extensionsmuskeln, mit Ausnahme des M. gastrocnemius beim SJS, in dieser Phase deutlich höhere Aktivierungsniveaus. Unterstützt wird diese vermehrte Aktion der Extensoren durch die im Vergleich zum DJ deutlich geringere Aktion der Flexoren (M. tibialis anterior und M. biceps femoris). Eine geringere Aktivierung dieser Muskeln während der LER Phase erhöht im Sinne einer intermuskulären Koordination die Effektivität der Extensionsmuskulatur. Die erhöhte Aktion dieser Muskeln beim DJ ist auf die Stabilisation des Körperschwerpunktes ausgerichtet. Da durch die Aktion der Plantarflexoren während der Bodenkontaktphase eine leichte Rückwärtsrotation des Gesamtkörpers verursacht wird, arbeitet der M. tibialis anterior durch seine entgegengesetzte Funktion kompensatorisch. Beim M. biceps femoris sind die vermehrten Aktivitäten in dieser Phase mit einer Stabilisierung des Beckens und somit des Oberkörpers entgegen der einwirkenden Kräfte zu erklären.

Insgesamt betrachtet kann die Erkenntnis aus Kap. 5.4 bestätigt werden, wonach Sprünge an diesem Schlittensystem eine zum normalen DJ unterschiedliche Strategie der Bewegungssteuerung aufweisen. Daher sind die mechanischen und die neurophysiologischen Parameter deutlich voneinander verschieden.

## **9 GESAMTBETRACHTUNG DER FUNKTIONELLEN ANPASSUNGEN AN DIE BELASTUNGSVARIATIONEN**

Der Inhalt dieses Kapitels stellt eine Gesamtbetrachtung der Auswirkungen der in dieser Arbeit untersuchten Belastungsvariationen beim DVZ dar. Dabei sollen Anpassungsstrategien des neuromuskulären Systems als Basis für die mechanischen Auswirkungen der Belastungsveränderungen aufgezeigt werden. Im Anschluss daran wird versucht, die für diese Arbeit formulierten konkreten Fragestellungen anhand der durch die beiden Projektabschnitte ermittelten Forschungsergebnisse zusammenfassend zu beantworten.

### **9.1 Funktionelle Anpassungsstrategien an Belastungsvariationen beim Drop Jump**

Die vorgenommenen Steigerungen der Belastung beim DJ äußerten sich, insgesamt betrachtet, in Erhöhungen der einwirkenden Energie zum Zeitpunkt des ersten Bodenkontaktes. Begleitet wurden diese Erhöhungen von zum großen Teil deutlichen Vergrößerungen der Aufprallgeschwindigkeiten, mit Ausnahme der Überlastbedingung beim Projekt „weight variation“. Diese Veränderungen verursachten nur geringe Auswirkungen auf den Grad der muskulären Voraktivierung, wobei bei der „height variation“ eine Tendenz zur Erhöhung des Aktivierungsgrades und bei der „weight variation“ tendenzielle Reduktionen des IEMG's in dieser Phase zu beobachten waren. Somit kann in Analogie zu den Erkenntnissen von MELVILL JONES / WATT (1971) und SANTELLO / McDONAGH (1998) gefolgert werden, dass eine Erhöhung der Fallhöhen von einer Verstärkung der muskulären Voraktivierung begleitet wird, wenngleich diese Veränderungen nur geringfügig und tendenziell zu beobachten sind. Variationen der Körpergewichtbelastung gegenüber der Normalbedingung sorgen dahingegen größtenteils für eine Reduktion des Voraktivierungs- IEMG's. Insgesamt betrachtet sind diese beobachteten Veränderungen bei den untersuchten sprungetrainierten Athleten als sehr gering einzustufen, wie es auch die detaillierten Einzeldarstellungen der gleichgerichteten Roh- EMG's belegen. Dies bedeutet, dass der vor dem Aufprall erfolgende afferente Input, der durch die Belastungsvariation verändert wird, in nur geringem Maße die vorprogrammierten Bewegungsmuster der generalisierten motorischen Programme beeinflusst (vgl. GOLLHOFER 1995). Dabei sind als afferente Einflussgrößen die Golgi Sehnen Organe (GTO) und die Auswirkungen der Linearbeschleunigungen auf das vestibuläre System, sowie die daraus entstehenden neuronalen Auswirkungen anzusehen. Zudem beeinflussen, wie bereits dargestellt, Vorerfahrung und visuelle Kontrolle die Ausgestaltung der motorischen Programme.

Die aus den oben angeführten Einflussfaktoren resultierende Voraktivierung sorgt mit Zunahme der Belastung vor dem Bodenkontakt auch für eine vermehrte Plantarflexion im Sprunggelenk. Hierdurch wird eine größere Bewegungsamplitude zum Abbremsen der einwirkenden kinetischen Energie ermöglicht. Als weitere Aspekte sind die durch die Voraktivierung regulierte Sensibilisierung der Muskelspindeln und die Bereitstellung einer optimalen Muskelstiffness zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes zu sehen. Zusammenwirkend stellen diese Faktoren die Basis dar, in welche anschließend die Reflexbeiträge durch die erfolgende Dehnung integriert werden bzw. wodurch diese



Reflexbeiträge noch zusätzlich beeinflusst werden können. Dementsprechend beeinflussen nach GREGORY et al. (1998) bis zu einem gewissen Grad Veränderungen der Voraktivierung die Ausprägungen der Reflexaktivität. Für die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten trainierten Probanden bedeutet dies, dass diese ihre muskuläre Voraktivierung auf der Grundlage langfristiger Sprungerfahrungen optimal eingestellt haben. Das Ziel dieser optimalen Einstellung besteht darin, einen maximalen Effekt bei den nachfolgenden, durch die schnelle Dehnung der Muskelspindeln verursachten, Reflexbeiträgen zu erreichen. Auf der Basis dieser Erkenntnisse sind bei den hier untersuchten Athleten, mit Zunahme der Belastung, die nur geringfügig veränderten Voraktivierungsniveaus zu erklären.

Die während der anschließenden ersten Bodenkontaktphase auftretende Dehnung der Extensionsmuskulatur hängt von der Geschwindigkeit des Athleten zu diesem Zeitpunkt ab. Diese äußert sich in den Winkelgeschwindigkeiten der beteiligten Gelenke und zeigt mit der Belastungserhöhung bis zu einem gewissen Belastungsgrad eine Zunahme der beobachteten Werte. Hierdurch werden, bei den durch den Voraktivierungsgrad entsprechend vorbereiteten Muskelspindeln, die geschwindigkeitssensitiven Muskelspindelreflexe ausgelöst. Die bei der „height variation“ Studie im Vergleich zur „weight variation“ beobachtbaren Unterschiede in den Aufprallgeschwindigkeiten sind dabei größer, wodurch die deutlicheren Differenzen in der Reflexaktivität zwischen den Untersuchungen zu erklären sind. Somit kann gefolgert werden, dass Unterschiede bei den Aufprallgeschwindigkeiten auch die Reflexaktivitäten beeinflussen. Durch diese Reflexaktivitäten wird zum einen ein Nachgeben der aktiven Querbrücken verhindert (KOMI / GOLLHOFER 1997), was eine wesentliche Rolle für die Kraftentwicklung während der exzentrischen Phase spielt (KOMI 2000). Zudem wird hierdurch die SRES beeinflusst, welche wiederum die Speicherung von Energie in den serienelastischen Komponenten determiniert. Zum anderen wird eine Linearisierung im Spannungsverlauf eines Muskels erreicht, die zusätzlich die Stiffness eines Muskels reguliert (HUFSCHMIDT / SCHWALLER 1987; HOFFER / ANDREASSEN 1981). Dadurch kann angenommen werden, dass diese belastungsabhängige Linearisierung für die beobachtbaren Veränderungen der Kraftanstiegsrate und der maximalen Bodenreaktionskräfte verantwortlich gemacht werden kann.

Das Zusammenspiel von Voraktivierung und Reflexaktivität sorgt aufgrund der nahezu belastungsunabhängigen Bodenkontaktzeiten durch die Zunahme der Belastung zu Erhöhungen der Bremsleistungen. Diese sind jedoch durch den Grad der muskulären Aktivierung und der damit in Zusammenhang stehenden Fähigkeit zur Kraftbildung limitiert, was das Erreichen eines Grenzwertes bei den „weight variation“ Versuchen erklärt. Dieser ist aufgrund der stärkeren reflexinduzierten Regulierung und der Begrenzung der maximalen Fallhöhen auf 0,7 m bei der „height variation“ Studie nicht zu beobachten. Dennoch, so kann angenommen werden, wird bei weiteren Erhöhungen der Fallhöhen auch hier das Erreichen eines individuellen Grenzwertes angenommen.

Als Folge dieser effektiven Kombination von Voraktivierung und Reflexen kann ein schneller Übergang in die nachfolgende positiv dynamischen Bewegungsphase realisiert werden. Dadurch ist es möglich, die bis dahin in den serienelastischen Komponenten gespeicherte Energie in die Beschleunigungsphase zu übertragen und hierdurch die Effizienz der positiven Arbeit zu steigern (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997 b). Zudem kann postuliert werden, dass der Energieoutput bis zu

einem gewissen Betrag gesteigert werden kann, wenn auch nur in geringem Maße. Dies entspricht den in der Literatur vorliegenden Erkenntnissen z.B. von ZATSIORSKY (1997), der bei großen Veränderungen der Fallhöhe nur geringe Veränderungen bei der Sprunghöhe beobachtet hat. Hierdurch kann eine Optimierung der Beschleunigungsleistung erreicht werden, welche durch die dargestellten Mechanismen verursacht wird. Die willkürlichen Aktivierungsbeiträge in der LER Phase spielen beim DJ keine entscheidende Rolle mehr, wobei gleichwohl vom neuromuskulären System versucht wird, gegenüber der Optimalbedingung ineffizientere Konstellationen der Voraktivierung und Reflexaktivität durch eine vermehrte Aktivität in dieser Phase auszugleichen. Dies belegen die teilweise in Abhängigkeit von der Belastungserhöhung tendenziell erhöhten IEMG Beträge in dieser Phase.

Somit kann der DJ als sehr effiziente Bewegung eingestuft werden, bei dem Belastungsvariationen nur zu geringen Veränderungen der Bewegungsprogramme führen. Die eigentliche Bewegungsregulation erfolgt durch den veränderten afferenten Input des neuromuskulären Systems über die Muskelspindeln im Verlauf der frühen Bodenkontaktphase und kann nur noch geringfügig mittels der willkürlichen Aktivierungsbeiträge während der LER Phase verändert werden.

## **9.2 Funktionelle Anpassungsstrategien an Belastungsvariationen beim Sledge Jump**

Beim Sledge Jump System sorgten die applizierten Belastungsvariationen analog der Veränderungen beim DJ ebenfalls für deutliche Zunahmen der einwirkenden kinetischen Energie zu Beginn des Bodenkontaktes. Damit einhergehend waren signifikante Erhöhungen der Aufprallgeschwindigkeit zu beobachten. In Analogie zu den Beobachtungen an diversen Schlittensprung- bzw. Pendelsystemen in der Literatur (vgl. KYRÖLÄINEN et al. 1990; RODACKI / FOWLER 2001) lassen sich bei allen Belastungsstufen und -varianten nur geringe zeitnormalisierte IEMG Werte der betrachteten Muskeln beobachten. Lediglich der M. rectus femoris fällt etwas aus diesem Bild, da dieser Muskel zur Fixierung der Beine in Vorbereitung vor dem Bodenkontakt benötigt wird. Dies bedeutet, dass das motorische Programm, welches die muskuläre Voraktivität steuert, im Gegensatz zum DJ beeinflusst bzw. verändert werden muss. Mit der Erhöhung der Belastung in Form des beschleunigenden Stapelgewichts des SJS verringern sich die Voraktivierungswerte größtenteils noch zusätzlich. Dahingegen sorgen Erhöhungen der „Fallhöhe“ für leichte Steigerungen der muskulären Voraktivität vorrangig bei den Kniegelenksextensoren, wenngleich diese Veränderungen nur tendenziell zu beobachten sind. Da die belastungsabhängigen, absoluten Veränderungen bei den Aufprallgeschwindigkeiten zwischen den beiden Projekten vergleichbar waren, liegt es nahe zu folgern, dass für die Veränderung des muskulären Voraktivierungsniveaus die Zeit zwischen Beginn der „Fallbewegung“ und dem ersten Bodenkontakt eine mitentscheidende Rolle spielen könnte.

Die durch die Veränderungen der Belastung beobachtbaren Erhöhungen der Aufprallgeschwindigkeiten äußern sich zudem in den Winkelgeschwindigkeiten der betrachteten Gelenke während der Bremsphase. Dabei zeigt es sich, dass hier die Belastungserhöhungen zu höheren Winkelgeschwindigkeiten führen. Dies lässt nach den Erkenntnissen von GOTTLIEB / AGARWAL (1979) eine Erhöhung der Reflexaktivität in den betreffenden Muskeln erwarten. Dieser

Effekt kann allerdings bei den Belastungsvariationen beider Projekte nicht beobachtet werden. Die Variation der Gewichtbelastung sorgt sogar teilweise für einen Trend zur Reduktion der Reflexantworten. Dies kann einerseits in Zusammenhang mit der bereits vorab dargestellten geringeren Voraktivierung gesehen werden. Andererseits kann der Grund in der etwas gestreckteren Körperposition (v.a. im Sprung- und Kniegelenk) gefunden werden. Nach WEISS et al. (1986) sorgt eine vermehrte Plantarflexion zu Verringerungen der Reflexaktivität. Hypothetisch übertragen auf das Kniegelenk würden auch hier vermehrt gestrecktere Gelenkpositionen zu diesen Beobachtungen führen. Somit ist denkbar, dass beide Faktoren einen Einfluss auf die beobachteten Veränderungen der Reflexaktivitäten ausgeübt haben.

Betrachtet man die geringen Voraktivierungs- und Reflexaktivitätsniveaus beim SJS, so lassen sich damit auch die insgesamt sehr langen und belastungsabhängigen Erhöhungen der Bodenkontaktzeiten erklären. Aufgrund der nur geringen muskulären Aktivität vor und in der frühen Phase des Bodenkontaktes ist die Stiffness der gesamten Beinstreckschlinge nur geringfügig ausgeprägt. Dies zeigen die niedrigen Kraftanstiegs- und maximalen Bodenreaktionskraftwerte, die auch infolge der Belastungserhöhung keine großen Veränderungen erfahren. Auf der Basis der dafür zugrundeliegenden geringen muskulären Stiffness muss die einwirkende Belastung über eine große Bewegungsamplitude amortisiert werden. Dies äußert sich vor allem in den Werten der maximalen Beugewinkel am Kniegelenk. Die Gesamtbewegung entspricht daher am SJS nicht der sehr schnell und reaktiv durchgeführten „bouncing“ Form, sondern eher der langsamen und mit größerer Bewegungsamplitude versehenen „countermovement“ Form (BOBBERT 1990). Durch die größer werdende Amortisation in der negativ dynamischen Bewegungsphase kann während der positiv dynamischen Bewegungsphase allerdings mehr Energie generiert werden. Die hierfür zugrunde liegende muskuläre Spannung wird durch die willkürlichen Aktivierungsbeiträge gesteuert, die wiederum nur geringe belastungsbedingte Veränderungen im IEMG aufweisen. Daraus wird ersichtlich, dass der Faktor „muskuläre Leistungsfähigkeit“ bzw. „neuromuskuläre Aktivierung“ begrenzt ist. Erhöhungen im Energieoutput können somit nur noch mit größeren Bewegungsamplituden und infolgedessen einer längeren Kraftereinwirkung einhergehen. Insgesamt betrachtet resultieren die dargestellten Mechanismen, der geringen muskulären Voraktivierung und der daraus entstehenden Auswirkungen auf die Höhe und den Linearisierungsaspekt der Reflexe, in einer geringen muskulären Stiffness. Daher ist von keiner bedeutsamen Erhöhung der Effizienz durch Energiespeicherung und -übertragung in die positiv dynamische Bewegungsphase auszugehen. Die beobachtbaren Effekte der Erhöhung des Energieoutputs können somit vorrangig der Vergrößerung der Bewegungsamplitude während der Bodenkontaktphase zugeschrieben werden.

Die dargestellte Anpassungsstrategie des neuromuskulären Systems an die Belastungsvariationen beim SJS stellt somit die willkürlichen Aktivierungsbeiträge in der späten Bodenkontaktphase in den Vordergrund. Daher ist bei diesem Sprungsystem von einer nicht so ökonomischen Bewegungssteuerung auszugehen, da die Muskulatur deutlich länger und vorrangig willkürlich aktiviert werden muss.

### **9.3 Funktionelle Anpassungsstrategien an Variationen des Sprungsystems**

Betrachtet man die Belastungsvariation, hervorgerufen durch die Systemvariation, so kann man feststellen, dass beim DJ die muskuläre Aktivität in der PRE Phase deutlich höher ausgeprägt ist. Dies bedeutet, dass die hier vorliegende motorische Bewegungsprogrammierung für eine vermehrte Aktivierung der Muskulatur zu Beginn der Bodenkontaktphase sorgt. Die Ursache für diesen Unterschied kann in der unterschiedlichen Ebene der Bewegungsdurchführung und damit auch in den unterschiedlichen Körperlagen bei den zu vergleichenden Bewegungen gesehen werden. Als mögliche Einflussfaktoren, die für eine Veränderung des zentralen Bewegungsprogramms sorgen können, kommen daher zum einen das vestibuläre System und zum anderen die Golgi Sehnenorgane als Belastungsrezeptoren in Frage. Der Einfluss des vestibulären Systems kann zwar angenommen werden, aber da bei den in der Literatur dargestellten Sprungsystemen mit einer eher aufrechten Sitzposition (vgl. KANEKO et al. 1984; FOWLER / LEES 1998; u.a.) vergleichbare Veränderungen im Voraktivierungs- EMG beobachtbar sind, scheint dieser Mechanismus eine weniger wichtige Rolle zu spielen. Anders verhält es sich mit dem Einfluss der GTO. Da die Probanden zu Beginn der Bewegung auf dem SJS keine Druckbelastung in Richtung der späteren Kraftereinwirkung erfahren, kann angenommen werden, dass eine veränderte Belastungsrückmeldung u.a. dieser Sensoren das motorische Programm deutlich beeinflusst und für eine reduzierte Voraktivität sorgt. Dies wird verständlich, da die Probanden zu Beginn der Fallbewegung keine Belastung in Richtung der Körperlängsachse cranialwärts erfahren, folglich die muskuläre Aktivität deutlich verringert werden kann und damit auch eine vermehrte Sensibilisierung der Muskelspindeln nicht notwendig erscheint. Dies kann durch die Belastungsvariationsversuche von DIETZ et al. (1989) im Liegen bestätigt werden. Kommt es, mit Beginn des Bodenkontaktes, zur Dehnung der betroffenen Muskulatur werden die geschwindigkeitssensitiven Muskelspindelreflexe ausgelöst. Wie bereits dargestellt hängt die Stärke des Reflexes von der Gelenkwinkelgeschwindigkeit und dem Voraktivierungsgrad ab. Beide Faktoren erweisen sich beim DJ als größer, wodurch die IEMG Werte in der RIA Phase beim DJ ebenfalls deutlich größer werden. Zusammen sorgt die verbesserte muskuläre Aktivierung während der PRE und RIA Phase beim DJ für eine deutliche Erhöhung der SRES und damit der gesamten Stiffness der Beine. Dies führt zu der Möglichkeit, Energie in den serienelastischen Komponenten zu speichern. Zudem sind die Beugewinkel v.a. im Kniegelenk geringer, wodurch die Bewegung vermehrt reaktiv und damit „bouncing“ ausgeführt wird. Zusätzlich resultiert daraus eine relativ kurze Bremsphase. Daher kann beim DJ eine Energiespeicherung und -freisetzung während der Beschleunigungsphase angenommen werden, welche die Effizienz der Arbeit während der positiv dynamischen Bewegungsphase unterstützt (VAN INGEN SCHENAU et al. 1997 b). Beim SJS hingegen ist die Zeitspanne bereits während der Bremsphase deutlich zu lang, so dass die Aktin-Myosin Querbrückenbindungen über diese Zeitdauer nicht aufrecht erhalten werden können. Daher muss angenommen werden, dass die in den serienelastischen Komponenten gespeicherte Energie nur zu ganz geringen Teilen in die Beschleunigungsphase übertragen werden kann und vorrangig in Form von Wärme abgeleitet wird. Daher muss die Hauptaktivität der Muskulatur beim SJS in der LER Phase erfolgen, was sich eindeutig in den Unterschieden bei den IEMG Werten zeigt. Diese

Verschiebung der muskulären Hauptaktivität in die Phase der willkürlichen Aktivierung, die Unterschiede in den Phasen der unbewussten Bewegungssteuerung (PRE und RIA) und die unterschiedlichen mechanischen Aspekte lassen darauf schließen, dass die Sprungbewegung am SJS nicht mit der Bewegung beim freien DJ vergleichbar ist.

#### **9.4 Schlussbetrachtung anhand der konkreten Fragestellungen**

Die zentrale Zielstellung dieser Arbeit war es Auswirkungen von verschiedenen Formen der Belastungsvariation auf die mechanischen Parameter und das neuromuskuläre System an zwei unterschiedlichen Sprungsystemen zu untersuchen. Zur Konkretisierung dieser zentralen Zielstellung lagen unterschiedliche, in der Literatur vielfältig diskutierte Sachverhalte als Fragestellungen vor, die im Laufe der Ergebnisbetrachtungen bzw. der Diskussionen bearbeitet wurden. Die Beantwortung dieser Fragen soll nun abschließend ein möglichst umfassendes Bild über die funktionellen Anpassungen an Belastungsvariationen bei Sprungbewegungen im DVZ vermitteln und als Grundlage für die Gestaltung trainingstechnologischer Handlungsanweisungen dienen. Aus diesem Grund werden die einzelnen Fragestellungen und deren Beantwortung an dieser Stelle abschließend und zusammenfassend betrachtet.

##### **FRAGESTELLUNG 1: ENERGIESPEICHERUNG BZW. ENERGIETRANSFER**

*Hierbei wurde die Frage gestellt, inwiefern sich belastungsbedingte Veränderungen der Energie zu Beginn der negativ dynamischen Phase auf die Energie während der positiv dynamischen Bewegungsphase des DVZ auswirken? Kann eine Form des Energietransfers festgestellt werden?*

Diese Fragestellung kann nur unter der Berücksichtigung des Gesamtkontextes beantwortet werden. Wie die unterschiedlichen Ergebnisse zeigen, können Teile der einwirkenden Energie zu Beginn der negativ dynamischen Bewegungsphase nur dann in die positiv dynamische Phase übertragen werden, wenn bestimmte Voraussetzungen erfüllt sind. Dazu zählen die neuromuskulären Aspekte der Voraktivierung und Reflexaktivität, die zeitlichen Parameter und die Bewegungsamplituden. Sind hier entsprechende Voraussetzungen gegeben, so kann davon ausgegangen werden, dass es eine Energiespeicherung und -übertragung gibt. Dabei ist infolge eines möglichen Energieübertrags jedoch nur von einer geringen Erhöhung des Energieoutputs auszugehen, eher sorgt dieser Beitrag für eine Erhöhung der Effizienz der positiven Arbeit. Dies äußert sich in einer Reduktion der muskulären Aktivität während der Phase der willkürlichen Aktivierungsbeiträge.

Eine Form des Energietransfers kann somit nur oberflächlich anhand der Zusammenhangsanalyse von Energieinput und -output festgestellt werden. Diese Analyse ermöglicht keine Rückschlüsse über den Grad der Energiespeicherung und -nutzung während der unterschiedlichen Phasen des Bodenkontaktes.

## **FRAGESTELLUNG 2: ENERGIESPEICHERUNG UND KRAFT**

*Die zweite Fragestellung zielte darauf ab, zu analysieren, inwiefern sich die unterschiedlichen Kenngrößen der Kraft in Abhängigkeit von der einwirkenden Belastung verändern?*

Bei der Analyse dieser Parameter hat sich gezeigt, dass die maximalen Bodenreaktionskräfte in Abhängigkeit von der Belastung nur bis zu einem gewissen Limit eine entsprechende Erhöhung erfahren. Weitere Belastungssteigerungen führen zu keinen weiteren Veränderungen mehr. Ähnliche Beobachtungen lassen sich beim Kraftanstiegsverhalten und dem Kraftstoß während der Bremsphase machen. Daher können die Erkenntnisse aus der Literatur bestätigt werden, die zeigen, dass die Kraft die nötig ist, um eine bestehende Querbrückenbindung zu zerreißen mit der Dehnungsgeschwindigkeit bis zu einem Optimum zunimmt, dann aber keine weiteren Steigerungen mehr möglich sind. Die Höhe der Kraftbeträge werden dabei wiederum durch die neuronalen Aktivierungscharakteristika determiniert.

## **FRAGESTELLUNG 3: LEISTUNGSOUTPUT, LEISTUNGSTRANSFER UND LEISTUNGSOPTIMUM**

*Wie ändert sich die Leistung in der positiv dynamischen Phase in Abhängigkeit von der applizierten Belastungssituation? Sind Abhängigkeiten der Leistung in der positiv dynamischen Phase von der Leistung in der negativ dynamischen Phase zu beobachten? Ist bei den unterschiedlichen Belastungsbedingungen ein Optimum des Leistungsoutputs während der positiv dynamischen Phase zu beobachten? Kann dabei ein eindeutiger Zusammenhang mit einem Belastungsparameter festgestellt werden?*

Belastungsbedingte Veränderungen der mechanischen Leistung sind in der positiv dynamischen Phase bis zu einem gewissen Grad zu beobachten. Besonders die bedingungsnormalisierten Analysen bestätigen die Existenz eines Leistungslimits, welches auch bei höheren, einwirkenden Belastungen nicht überschritten werden kann. Dabei stellt die Bestimmung der Brems- und Beschleunigungsleistung eine Möglichkeit dar, die Beanspruchung in diesen Bewegungsphasen zu charakterisieren. Zudem ist in Übereinstimmung mit NEUBERT (1999) zu folgern, dass anhand dieser Parameter Aussagen über die reaktive Leistungsfähigkeit eines Athleten möglich werden. Allerdings sind hierzu noch weitere Analysen notwendig, um individuelle Veränderungen herauszuarbeiten und damit die mechanische Leistung als Diagnostikparameter für die Leistungsfähigkeit im DVZ zu evaluieren.

Abhängigkeiten der Leistung in der Beschleunigungsphase von der Leistung in der vorausgegangenen Phase sind analog zu den Erkenntnissen beim Energietransfer nur oberflächlich möglich, da über die dabei zugrundeliegenden Mechanismen wenig ausgesagt werden kann.

Ein eindeutiger Zusammenhang mit einem Belastungsparameter kann für die Bremsleistung gezeigt werden, die aufgrund ihrer Berechnung sehr eng mit der einwirkenden Energie zusammenhängt. Die Beschleunigungsleistung ist nicht direkt mit einem Belastungsparameter in Verbindung zu bringen.

#### **FRAGESTELLUNG 4: GELENKWINKEL**

*Verändern sich infolge der Belastungsvariation auch die Gelenkwinkel und wird dadurch die SRES beeinflusst?*

Sehr deutlich zeigen sich die Veränderungen der Gelenkwinkelamplituden mit Zunahme der Belastung. Neben der beobachtbaren größer werdenden Extensionstellungen der Gelenke zu Beginn des Bodenkontaktes sind zusätzlich noch größere maximale Flexionswinkel feststellbar. Dies zeigt eine deutliche Abhängigkeit der Gelenkwinkelparameter von der Belastungssituation. Dennoch kann aufgrund des Vergleichs mit den Werten aus der Literatur davon ausgegangen werden, dass die Längenbereiche für das elastische Verhalten bei einer Muskeldehnung zumindest im Sprunggelenk bei beiden Sprungsystemen und im Kniegelenk beim DJ nicht überschritten wird. Über die Veränderungen der Gelenkwinkel lassen sich zudem Aussagen über die Sprungtechnik machen. So kann anhand der Veränderung des Kniegelenkwinkels während der Bodenkontaktphase auf einen „bouncing“ oder „countermovement“ durchgeführten Sprung geschlossen werden.

#### **FRAGESTELLUNG 5: BODENKONTAKTZEIT**

*Inwiefern erlauben die Kontaktzeiten bei den betrachteten Bewegungen im DVZ überhaupt einen Mechanismus der Energiespeicherung und -freisetzung und wie verändern sie sich in Abhängigkeit von der Belastung?*

Die Veränderungen der Bodenkontaktzeiten werden in großem Maße von der Art der einwirkenden Belastung determiniert. Erhöhungen der Fallhöhe sorgen nur für geringe Veränderungen dieser Parameter. Variationen des Körpergewichts sorgen nur in Überlast für deutliche Erhöhungen der Kontaktzeiten. Die größten Unterschiede sind aber zwischen den Sprungsystemen feststellbar. Hier zeigen sich beim SJS deutlich größere Werte.

Betrachtet man die Dauer der Bodenkontaktphase und auch der anteiligen Phasen (Brems- und Beschleunigungsphase), so kann festgestellt werden, dass beim DJ die geforderten Zeitspannen für die Energiespeicherung und -freisetzung eingehalten werden, während dies beim SJS nicht der Fall ist.

#### **FRAGESTELLUNG 6: VORAKTIVIERUNG UND REFLEXE**

*Zeigen sich bei der Voraktivierung belastungsbedingte Veränderungen im IEMG bzw. im Aktivierungsmuster oder werden diese von trainierten Springern von Bewegungsbeginn an schon optimal eingestellt und nicht weiter modifiziert? Sind während der negativ dynamischen Phase überhaupt belastungsbedingte Veränderungen bei den Reflexen zu beobachten?*

Innerhalb der Sprungsysteme lassen sich nur geringe Veränderungen bei der Voraktivierungsstärke der betrachteten Muskeln feststellen. Lediglich die eingelenkigen Kniestrecker zeigen bei den

erhöhten Körpergewichtsbedingungen eine deutlichere Verringerung des Aktivierungsgrades. Ansonsten kann aber angenommen werden, dass die hier untersuchten Athleten ihr Bewegungsprogramm nahezu in der gleichen Art und Weise, unabhängig von der Belastung generieren. Daher kann von einer optimalen Einstellung der Voraktivierungswerte ausgegangen werden, welche bei den trainierten Athleten auf der Basis langjähriger Sprungerfahrung als vorhanden angenommen werden kann. Die Variation des Sprungsystems verändert die muskuläre Voraktivierung dagegen signifikant, so dass beim DJ deutlich höhere IEMG Werte der betrachteten Muskeln beobachtbar sind. Hier kann von einem Einfluss der unterschiedlichen Bewegungsebenen bzw. Ausgangspositionen auf die Bewegungsprogrammierung ausgegangen werden. Als auslösende Rezeptoren können die Golgi Sehnenorgane und das vestibuläre System in Betracht gezogen werden.

In der nachfolgenden RIA Phase können dann deutlichere Veränderungen v.a. bei der Extensionsmuskulatur ausgemacht werden. Dabei führen erhöhte Aufprallgeschwindigkeiten auch zu größtenteils erhöhten Reflexbeiträgen. Reine Variationen des Körpergewichts und damit unveränderte Aufprallgeschwindigkeiten zeigen hier keine großen Auswirkungen. Dies kann auf dem Hintergrund der geschwindigkeitssensitiven Muskelspindeln gesehen werden, die erst bei entsprechend höheren Dehnungsgeschwindigkeiten zu höheren afferenten Beiträgen führen. Durch die großen Unterschiede in der Voraktivierung und den Aufprallgeschwindigkeiten zwischen den Sprungsystemen sind auch die beobachtbaren deutlichen Unterschiede in der Reflexaktivität zu erklären. Geringere Voraktivierung und geringere Aufprallgeschwindigkeit führen somit zu geringeren Reflexen. Bei den Plantarflexoren sind aufgrund der nur geringen Voraktivierung nahezu isolierte Reflexbeiträge am SJS beobachtbar, wie es die Analyse der EMG Muster der Probanden zeigt.

Somit kann gefolgert werden, dass die Bewegungssteuerung bei Belastungsvariationen vorrangig durch die Voraktivierung und die Reflexe realisiert wird.

#### **FRAGESTELLUNG 7: UNTERSCHIEDE EINGELENKIGE UND MEHRGELENKIGE MUSKELN**

*Unterscheiden sich die Aktivierungscharakteristika von ein- und mehrgelenkigen Muskeln bei Bewegungen im DVZ? Wie wirken sich hierbei Belastungsveränderungen aus? Verändert sich die phasenspezifische Aktivität der einzelnen Muskeln mit der Veränderung der Belastung?*

Aufgrund der Zweigelenkigkeit der Streckmuskeln Mm. gastrocnemius und rectus femoris konnte bei diesen Muskeln einerseits eine Dehnung und andererseits eine Verkürzung durch die Bewegungen in den beteiligten Gelenken angenommen werden. Diese Unterschiedlichkeit zu den eingelenkigen Muskeln zeigte sich aber wider Erwarten nicht in den EMG Mustern bzw. IEMG Werten. Auch auf Belastungsveränderungen reagierten die ein- und mehrgelenkigen Muskeln vergleichbar. Lediglich der M. rectus femoris fiel beim SJS besonders auf, da dieser bereits vor der Bodenkontaktphase verstärkt aktiviert war. Der Grund hierfür ist in der Haltefunktion für die Beine in Vorbereitung vor dem Bodenkontakt zu sehen.



### **FRAGESTELLUNG 8: KOMPENSATION VON UNZUREICHENDEN VOR- UND REFLEXAKTIVITÄTEN**

*Können während der Phase der späten EMG Antworten unzureichende bzw. gegenüber anderen Belastungssituationen ineffektivere und bezüglich ihres Outputs leistungsschwächere Sprungversuche durch die neuromuskuläre Aktivität in dieser Phase kompensiert werden?*

Für die Beantwortung dieser Fragestellung ist es wichtig festzulegen, anhand welcher Kriterien ein leistungsschwächerer Sprungversuch festgemacht wird. Ist es die Energie am Ende des Bodenkontaktes, so kann festgestellt werden, dass hierbei deutliche Kompensationsmöglichkeiten während der LER Phase durch eine verstärkte Aktivierung der beteiligten Muskulatur bestehen. Erhöhte Muskelaktivität und aufgrund der vorher beobachtbaren geringeren Stiffness, eine vergrößerte Bewegungsamplitude können den Energieoutput deutlich erhöhen.

Wird als Effektivitätskriterium die Bodenkontaktzeit herangezogen, so ist hier zu sagen, dass in diesem Bereich die muskulären Aktivitäten während der LER Phase nicht mehr regulierend eingreifen können. Hierfür sind die vorrangigen funktionellen Phasen leistungsentscheidend.

Betrachtet man die über die gesamte Bodenkontaktzeit generierte mittlere Leistung, wie es NEUBERT (1999) vorschlägt, so lässt sich auch hier folgern, dass ein Ausgleich durch die Aktivität in der LER Phase die unzureichenden muskulären Aktivitäten in den vorausgegangenen Phasen nicht ausgleichen kann. Hieraus wird nochmals die herausragende Bedeutung der Vor- und Reflexaktivität für die Leistungsfähigkeit im DVZ verdeutlicht.

## **10 FOLGERUNGEN FÜR DIE TRAININGSPRAXIS**

Dieses Kapitel dient der Entwicklung von Konsequenzen für die sportliche Trainingspraxis, anhand der im Rahmen dieser Arbeit herausgearbeiteten Erkenntnisse. Dabei ist zu berücksichtigen, dass ein leistungssportliches Training immer vor dem Hintergrund der langfristigen Belastungseinwirkung gesehen werden muss. Die im Rahmen der hier vorliegenden Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse sind allerdings statusdiagnostischer Natur und lassen daher nur logische Schlussfolgerungen hinsichtlich der Trainingsanpassungen bei längerfristiger Belastungseinwirkung zu. Dennoch wird es als sinnvoll erachtet auf dieser Basis praktische Hinweise für den leistungssportlichen Trainingsalltag bereitzustellen. Dies ist auch im Sinne einer engen Verknüpfung von wissenschaftlicher Grundlagen- bzw. Anwendungsforschung und trainingspraktischer subjektiven Theorien zu fordern, woraus Entwicklung von technologischen Handlungsanweisungen resultierenden sollen. Damit wird die Sportwissenschaft in die Lage versetzt, Beiträge für die Verbesserung der Theorie- Praxis Problematik zu leisten und eine enge Kooperation von Trainern und Sportlern auf der einen und Wissenschaftlern auf der anderen Seite zu entwickeln.

Für die Analyse der Belastungsvariationen bei den vorliegenden Untersuchungen wurden ausschließlich sprungtrainierte Athletinnen und Athleten aus dem Schnellkraftsportbereich ausgewählt. Hierdurch ist eine hohe Übertragbarkeit der Ergebnisse auf das Training im Leistungs- und Wettkampfsport anzunehmen.

Wichtig für den Trainingsprozess bezüglich der Leistungsfähigkeit im DVZ ist die Spezifität der muskulären Aktion und der Bewegungssteuerung. Daher sollte die Zielstellung, welche mit der jeweiligen Trainingsform im DVZ angesteuert wird, auch den gewünschten Anforderungen entsprechen. Die Bedeutung der Bewegungstechnik für die Qualität der physiologischen Bewegungssteuerung wurde in den Ergebnissen ausführlich dargestellt. Rein mechanisch betrachtet können daher, zur Bestimmung der Bewegungstechnik und der damit einhergehenden Spezifität, die Bewegungsunterschiede am sinnvollsten über die Kontaktzeiten und die Gelenkwinkelamplituden determiniert werden. Um die Unterschiede in diesen Parametern herauszufiltern eignen sich hierbei einfache Kontaktmattensysteme bzw. kinematographische Analysen.

Auf die im Rahmen der Leistungsdiagnostik geforderte Bestimmung einer optimalen Fallhöhe für den DJ kann nach den Erkenntnissen der „height variation“ Studie verzichtet werden, da der Bereich des Leistungsoptimums bei trainierten Athleten relativ breit ist. Dies stimmt mit den Erkenntnissen von KIBELE (1995), BOBBERT et al. (1987 b), ZATSIORSKI (1997) und NEUBERT (1999) überein. Auf der Basis dieser Erkenntnisse liegt es nahe, für die Bestimmung der Belastungsintensität beim DJ das von SCHMIDTBLEICHER / GOLLHOFER (1982) vorgeschlagene Kriterium des „Durchschlagens der Ferse“ heranzuziehen. Allerdings ist hierzu noch weiterer Forschungsbedarf angezeigt, da evtl. anhand individueller Auswertungen der Brems- oder Beschleunigungsleistungen weitergehende Aussagen gemacht werden können.

Die in der Trainingspraxis gängige Veränderung der Fallhöhen bewirkt, gleichbleibende Sprungtechnik vorausgesetzt, eine Erhöhung der Reflexaktivität und nur geringfügige Veränderungen der

Voraktivierung. Daher kann für den Bereich des reaktiven Sprungtrainings gefolgert werden, dass höhere Fallhöhen durch diese vermehrte Reflexaktivität auch zu Verbesserungen in der neuromuskulären Synchronisation der innervierten motorischen Einheiten führen. Dadurch werden die neuromuskulären Regulationen aufgrund der Belastungsvariationen effektiviert. Somit kann erwartet werden, dass durch ein Training bei höheren Fallhöhen die neuromuskuläre Steuerung so verbessert wird, dass bei niedrigeren Fallhöhen die Bewegungsausführung zeitlich verringert wird und somit kürzere Bodenkontaktzeiten realisiert werden können. Dies ermöglicht eine Leistungsverbesserung bei Sportarten bei denen es auf kurze Bodenkontaktzeiten und einen hohen Leistungsoutput ankommt, wie z.B. die leichtathletischen Sprünge. Diese Folgerung kann durch die Erkenntnisse aus Trainingsstudien von STEBEN / STEBEN (1981) und SCHMIDTBLEICHER et al. (1987) belegt werden.

Die von BAUERSFELD / VOSS (1992) aufgezeigten Verkürzungen der Bodenkontaktzeiten konnten durch die Anwendung von Körpergewichtsentlastungen nicht nachgewiesen werden. Daher kann für die Trainingspraxis gefolgert werden, dass die Verwendung von Expanderfedern oder ähnlichen Entlastungsmechanismen zwar im Sinne der Variation in einen Trainingsprozess eingebaut werden kann, dadurch aber keine Auswirkungen auf die Bodenkontaktzeiten bzw. die neuromuskulären Ansteuerungsmechanismen beim DJ erwartet werden können. Die Trainingsstudie von WITTEKOPF et al. (1991) mit lediglich nicht signifikanten Verbesserungen von 6 % bei den Kontaktzeiten belegt dies.

Belastungserhöhungen über das normale Körpergewicht hinaus, sorgen dahingegen teilweise für physiologische Überlastungssituationen. Daher sollten diese 10 - 20 % nicht übersteigen. Mit dieser Trainingsmaßnahme können dann sinnvolle Belastungsreize konstruiert werden, welche dazu führen die Leistungsfähigkeit beim reaktiven DJ zu erhöhen. Dadurch sind auch positive Übertragungen auf die reaktive Leistungsfähigkeit z.B. beim Sprint möglich, wie es Untersuchungen von POLHEMUS (1981) durch ein DJ Training mit Zusatzlasten belegen.

Aufgrund des unterschiedlichen Reflexverhaltens beim DJ durch die Variation der Fallhöhe bzw. der Körpergewichtbelastung, eignen sich die Höhenvariationen eher zur Entwicklung des Reflexverhaltens, während die Gewichtsvariationen vermehrt für das Training der Lastsensibilität z.B. in Form von höheren Absprungbelastungen geeignet sind.

Hinsichtlich der Anwendung von Schlittensprungsystemen oder freien Drop Jumps kann für die Trainingspraxis gefolgert werden, dass sich DJ's speziell für die Ausbildung von „bouncing“ bzw. reaktiv ausgeführten Sprüngen im DVZ eignen, während Sprünge am SJS eher die Leistungsfähigkeit beim „countermovement“ bzw. langsamen DVZ ausbilden. Daher ist das Training in Form von DJ's eher in der Lage eine Leistungspotenzierung bei kurzen Bodenkontaktzeiten zu erreichen. Dies betrifft vorrangig die Sportarten und Disziplinen wo schnelle Absprünge gefragt sind. Sprünge am SJS betonen vermehrt die physiologische Phasen der willkürlichen Aktivierungsbeiträge während der Sprungdurchführung. Daher eignen sich diese Sprünge sehr gut zur Entwicklung einer hohen willkürlichen neuronalen Aktivierungsstärke. Aufgrund der langen Reizeinwirkung der Belastung von 300 - 500 ms und der hohen willkürlichen Aktivierungsbeiträge ist dieses Sprungsystem zudem zur Entwicklung des morphologischen Potentials in Form von Muskelmasse sehr geeignet. Dies lässt das SJS als ideales Trainingssystem zur Entwicklung des Outputs an Energie und damit der Sprunghöhe

erscheinen. Somit könnte dieses System als allgemein vorbereitendes Trainingsmittel für die positiv dynamische Sprungleistungsfähigkeit herangezogen werden. Des Weiteren könnte es als speziell vorbereitendes Trainingsmittel für die Konditionierung von Sportlern dienen bei deren Sportart die Leistungsstruktur durch einen langsamen DVZ geprägt ist.

Insgesamt betrachtet sind beide Trainingssysteme und dabei vorgenommene Belastungsvariationen aus dem Trainingsalltag im Leistungs- und Hochleistungssport nicht mehr wegzudenken. Dennoch sollte möglichst durch eine entsprechende Diagnose der mechanischen Bewegungsparameter eine Sofortdiagnostik über die jeweilige Bewegungsausführung bzw. -technik gewährleistet werden. Dazu wurden in dieser Arbeit entsprechende Möglichkeiten aufgezeigt. Nur durch die Erhöhung der Trainingsqualität sind im heutigen Hochleistungssport noch zusätzliche Impulse zur Leistungssteigerung zu setzen.

## 11 AUSBLICK

Aus den dargestellten Theorien der funktionellen Anpassungen vorrangig des neuromuskulären Systems an Belastungsvariationen lassen sich neben den genannten Konsequenzen für die Trainingspraxis einige Folgerungen und weiterführende Fragestellungen sowohl für die anwendungs- als auch für die grundlagenorientierte Forschung ableiten.

Ein erster hierbei noch ungeklärter Aspekt stellt die Belastungsintensität beim reaktiven Sprungtraining dar. Die hierzu vorliegenden Erkenntnisse aus der Literatur sind diesbezüglich noch als unzureichend einzustufen. Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Gruppenanalysen erlauben für den Bereich der Intensitätsgestaltung keine individuellen Aussagen. Daher müssen für eine diesbezügliche Analyse die individuellen Veränderungen bei den Probanden berücksichtigt werden. Als mechanische Parameter zur Bestimmung einer individuellen Belastungsintensität würden sich dabei die Brems- und Beschleunigungsleistungen anbieten, da diese auch unter physiologischen Gesichtspunkten erklärbar wären. Hierzu müssten dann die individuellen Auswirkungen auf diesen Parameter durch Variationen der Fallhöhe, der Körpergewichtsbelastung und des Sprungsystems untersucht werden und mittels physiologischer Parameter wie IEMG Aktivität in den entsprechenden funktionellen Phasen validiert werden. Dazu bedarf es aber einer Analyse eines jeden einzelnen Sprungversuches, damit die Effekte die durch Mittelung von mehreren Sprüngen auftreten, das Ergebnis nicht beeinflussen.

Auf der Basis dieser Untersuchungen könnten sicherlich auch weitere Erkenntnisse bezüglich der Strategien von individuellen Bewegungssteuerungen und tiefergehende Analysen der Belastungsbeanspruchungswirkung beim DVZ erzielt werden.

Als ganz wesentlicher Inhalt weiterer Forschungsprojekte muss aber die Analyse von längerfristigen Trainingseffekten bei der Applikation von unterschiedlichen Belastungsformen angesehen werden. Derartig gestaltete Trainings- Wirkungs- Analysen sind von großer Bedeutung für die Erforschung von neuronalen und morphologischen Anpassungsprozessen im Sinne einer Adaptation an unterschiedliche Belastungssituationen. Der Grad der Adaptabilität unterschiedlicher physiologischer Strukturen, sowie die zeitliche Verzögerung dieser Effekte könnte mittels Zeitreihenanalysen in Längsschnittuntersuchungen geklärt werden.

Ein letzter Punkt, der in diesem Ausblick angesprochen und als Perspektive vorgegeben werden soll, stellt die Validierung von in der Literatur dargestellten Erkenntnissen zum Bewegungsverhalten beim DVZ dar. Hierbei wurden sehr häufig Schlittensysteme und nicht genau mechanisch charakterisierte Formen des Drop Jump verwendet. Wie im Rahmen dieser Arbeit gezeigt werden konnte, sind diese nur bedingt miteinander vergleichbar. Daher stellt es ein großes Anliegen dar, die unterschiedlichen Forschungsinhalte und -erkenntnisse mit Hilfe des hier dargestellten Forschungsinstrumentariums einerseits beim freien reaktiven Drop Jump und andererseits bei dem eher artifiziellen geführten Sledge Jump zu untersuchen. Es wird erwartet, dass die daraus resultierenden Erkenntnisse einen positiven Beitrag zur Theoriebildung bezüglich der spezifischen Bewegungsform „Dehnungs-Verkürzungs- Zyklus“ leisten können.

## LITERATURVERZEICHNIS

- 📖 ALLUM, J. H. J. / MAURITS, K. H. (1984):  
Compensation for intrinsic muscle stiffness by short-latency reflexes in human triceps surae muscles. In: *Journal of Neurophysiology* 52: 797 – 818.
- 📖 ALMEIDA-SILVEIRA, M. I. / PÉROT, C. / OOUSSON, M. / GOUBEL, F. (1994):  
Effects of stretch-shortening cycle training on mechanical properties and fibre type transition in the rat soleus muscle. In: *Pflügers Archiv* 427: 289 – 294.
- 📖 ARAMPATZIS, A. / BRÜGGEMANN, G.-P. / SCHADE, F. (1998):  
Gelenkmomente, mechanische Leistung und mechanische Arbeit in den unteren Extremitäten bei verschiedenen Sprungübungen. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 49 (5): 162 – 168.
- 📖 ASMUSSEN, E. / BONDE-PETERSEN, F. (1974):  
Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. In: *Acta Physiologica Scandinavica* 91: 385 – 392.
- 📖 AVELA, J. / KOMI, P. V. (1998):  
Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. In: *European Journal of Applied Physiology* 78: 403 – 410.
- 📖 AVELA, J. / KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. / RAMA, D. (1999):  
Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. In: *Journal of Applied Physiology* 86 (4): 1292 – 1300.
- 📖 AVELA, J. / SANTOS, P. M. / KOMI, P. V. (1996):  
Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. In: *European Journal of Applied Physiology* 72: 553 – 562.
- 📖 AVELA, J. / SANTOS, P. M. / KOMI, P. V. / KYRÖLÄINEN, H. (1991):  
Stretch load influences on stretch reflex characteristics of the triceps surae muscles in drop jump exercises. In: MARSHALL, R. N. / WOOD, G. A. / ELLIOT, B. C. / ACKLAND, T. R. / McNAIR, P. J. (eds.): *Book of Abstracts XIIIth International Congress of Biomechanics*: 1 – 4.
- 📖 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* 4: 301 – 308.
- 📖 BARTONIETZ, K. / EISELE, R. (1994):  
Niedersprünge: Biomechanische Aspekte. In: *Tennissport: Tennis in Theorie und Praxis* 5 (4): 17 – 19.
- 📖 BAUERSFELD, M. / VOSS, G. (1991):  
Neue Wege im Schnelligkeitstraining. Münster.
- 📖 BAUMANN, W. / PREISS, R. (1996<sup>2</sup>):  
Biomechanische Messverfahren. In: BALLREICH, R. / BAUMANN, W. (Hrsg.): *Grundlagen der Biomechanik des Sports*. Stuttgart.
- 📖 BAUMGARTNER, T. (1969):  
Estimating reliability when all test trials are administered on the same day. In: *Research Quarterly* 40, 222 – 225.
- 📖 BÄURLE, W. / BUBECK, D. (1999):  
Methode zur Berechnung der realen Fallhöhe beim Drop Jump. Unveröffentlichtes Manuskript.
- 📖 BELLI, A. / BOSCO, C. (1992):  
Influence of stretch-shortening cycle on mechanical behaviour of triceps surae during hopping. In: *Acta Physiologica Scandinavica* 144: 401 – 408.
- 📖 BIEWENER, A. A. (1998):  
Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse. In: *Comparative Biochemistry and Physiology B: Biochemistry and Molecular Biology* 120 (1): 73 – 87.
- 📖 BLICKHAN, R. (1989):  
The spring-mass model for running and hopping. In: *Journal of Biomechanics* 22: 1217 – 1227.

- BOBBERT, M. F. (1990):  
Drop jumping as a training method for jumping ability. In: Sports Medicine 9 (1): 7 – 22.
- 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: Medicine and Science in Sports and Exercise 28: 1402 – 1412.
- BOBBERT, M. F. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1986):  
A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. In: Journal of Biomechanics 19: 887 – 898.
- BOBBERT, M. F. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1987 a):  
Drop Jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 19 (4): 332 – 338.
- BOBBERT, M. F. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1987 b):  
Drop Jumping. II. The influence of dropping height on the biomechanics of jumping. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 19 (4): 339 – 346.
- BORTZ, J. (1993<sup>4</sup>):  
Statistik für Sozialwissenschaftler. Springer Verlag.
- BÖS, K. / HÄNSEL, F. / SCHOTT, N. (2000):  
Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft. Hamburg.
- BOSCO, C. (1985 a):  
Physiologische Betrachtungen zum Explosivkrafttraining unter Hyperschwerkraftbedingungen. In: Leistungssport 2: 19 – 24.
- BOSCO, C. (1985 b):  
Adaptive response of human skeletal muscle to simulated hypergravity condition. In: Acta Physiologica Scandinavica, 124: 507 – 513.
- 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 114: 543 – 550.
- BOSCO, C. / KOMI, P. V. / ITO, A. (1981):  
Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. In: Acta Physiologica Scandinavica 2: 135 – 140.
- BOSCO, C. / KOMI, P. V. / LOCATELLI, E. (1979):  
Physiologische Betrachtungen zum Tiefsprungtraining. In: Leistungssport 9 (6): 434 – 439.
- BOSCO, C. / LUHTANEN, P. / KOMI, P. V. (1976):  
Kinetics and kinematics of the take-off long jump. In: KOMI, P. V. (ed.): Biomechanics V-B. University Park Press, Baltimore.
- BOSCO, C. / PITTERA, C. (1982):  
Zur Trainingswirkung neuentwickelter Sprungübungen auf die Explosivkraft. In: Leistungssport 12 (1): 36 – 39.
- BOSCO, C. / TIHANYI, P. / KOMI, P. V. / FEKETE, G. / APOR, P. (1982):  
Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. In: Acta Physiologica Scandinavica 116: 343 – 349.
- BOSCO, C. / VIITASALO, J. T. (1982):  
Potentiation of myoelectric activity of human muscles in vertical jumps. In: Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 22, 549 – 562.
- BOSCO, C. / VIITASALO, J. T. / KOMI, P. V. / LUHTANEN, P. (1982 b):  
The combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. In: Acta Physiologica Scandinavica 114: 557 – 565.
- BOSCO, C. / ZANON, S. / RUSKO, H. / DAL MONTE, A. / BELLOTTI, P. / LATTERI, F. / CANDELORO, N. / LOCATELLI, E. / AZZARO, E. / POZZO, R. / BONOMI, S. (1984):  
The influence of extra load on the mechanical behavior of skeletal muscle. In: European Journal of Applied Physiology 53: 149 – 154.

- BRÜGGEMANN, G.-P. / ARAMPATZIS, A. / KOMI, P. V. / FINNI, T. (2000):  
Optimal stiffness and its influence on energy storage and return on elastic surfaces. In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (eds.): Proceedings of the 5th Annual Congress of the European College of Sports Science. Jyväskylä: 33
- BÜHRLE, M. (1989<sup>2</sup>):  
Zum Grundkonzept des Kraft- und Sprungkraftverhaltens. In: CARL, K. / SCHIFFER, J. (Red.): Zur Praxis des Sprungkrafttrainings. Workshop der Deutschen Sporthochschule Köln und des Bundesinstitut für Sportwissenschaft: 16 – 25.
- BURKE, D. / HAGBARTH, K.-E. / LÖFSTEDT, L. (1978):  
Muscle spindle activity in man during shortening and lengthening contractions. In: Journal of Physiology 277: 131 – 142.
- CAVAGNA, G. A. / DUSMAN, B. / MARGARIA, R. (1968):  
Positive work done by a previously stretched muscle. In: Journal of Applied Physiology 24: 21 – 32.
- CAVAGNA, G. A. / HEGLUND, N. C. / TAYLOR, C. R. (1977):  
Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. In: American Journal of Physiology 233: R234 – R261.
- CAVAGNA, G. A. / WILLEMS, P. A. / HEGLUND, N. C. (1998):  
Walking on Mars. In: Nature 393: 636.
- CAVAGNA, G. A. / ZAMBONI, A. / FARAGGIANA, T. / MARGARIA, R. (1972):  
Jumping on the moon: power output at different gravity values. In: Aerospace Medicine 43: 408 – 414.
- CAVAGNA, G. A. / DUSMAN, B. / MARGARIA, R. (1968):  
Positive work done by a previously stretched muscle. In: Journal of Applied Physiology 24 (1): 21 – 32.
- CAVANAGH, P. (1990):  
Biomechanics: a bridge builder among the sport sciences. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 22 (5): 546 – 557.
- CHANG, Y.-H. / HUANG, H.-W. C. / HAMERSKI, C. M. / KRAM, R. (2000):  
The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. In: Journal of Experimental Biology 203: 229 – 238.
- CLUTCH, D. / WILTON, M. / MCGOWN, C. / BRYCE, G. R. (1983):  
The effect of depth jumps and weight training on leg strength and vertical jump. In: Research Quarterly 54 (1): 5 – 10.
- COOK, C. S. / MCDONAGH, M. J. N. (1996):  
Measurement of muscle and tendon stiffness in man. In: Journal of Applied Physiology 72: 380 – 382.
- CURTIN, N. A. / GILBERT, G. / KRETZSCHMAR, K. N. M. / WILKIE, D. R. (1974):  
The effect of work in the total energy output and metabolism during muscular contraction. In: Journal of Physiology 238: 255 – 272.
- DAVIS, B. L. / CAVANAGH, P. R. (1993):  
Simulating reduced gravity: a review of biomechanical issues pertaining to human locomotion. In: Aviation, Space and Environmental Medicine 64: 557 – 566.
- DAVIS, B. L. / D'ANDREA, S. E. / ORLANDO, T. (1998):  
Gastrocnemius and vastus lateralis action during jumping in 1g and simulated microgravity. In: ARSENAULT, A. B. / MCKINLEY, P. / MCFADYEN, B. (eds.): ISEK – XII 98. Proceedings of the Twelfth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. Montreal: 144 – 145.
- DESMEDT, J. E. / GODAUX, E. (1977):  
Ballistic contractions in man: Characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. In: Journal of Physiology 264: 673 – 693



- DIETZ, V. / HORSTMANN, G. / TRIPPEL, M. / GOLLHOFER, A. (1989):  
Human postural reflexes and gravity – an underwater simulation. In: *Neuroscience Letters* 106: 350 – 355.
- DIETZ, V. (1992):  
Human neuronal control of automatic functional movements: Interactions between central programs and afferent input. In: *Physiological Reviews* 72 (1): 33 – 69.
- DIETZ, V. / GOLLHOFER, A. / KLEIBER, M. / TRIPPEL, M. (1992):  
Regulation of bipedal stance: dependency on „load” receptors. In: *Experimental Brain Research* 89: 229 – 231.
- DIETZ, V. / HORSTMANN, G. A. / TRIPPEL, M. / GOLLHOFER, A. (1989):  
Human postural reflexes and gravity – an under water simulation. In: *Neuroscience Letters* 106: 350 – 355.
- DIETZ, V. / NOTH, J. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1979):  
Neuronal mechanisms of human locomotion. In: *Journal of Neurophysiology* 42: 1212 – 1222.
- DIETZ, V. / NOTH, J. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1981):  
Interaction between preactivity and stretch reflex in human triceps brachii landing from forward falls. In: *Journal of Physiology* 311: 113 – 125.
- DIETZ, V. / QUINTERN, J. / BERGER, W. (1984):  
Corrective reactions to stumbling in man. Functional significance of spinal and transcortical reflexes. In: *Neuroscience Letters* 44: 131 – 135.
- DIETZ, V. / SCHMIDTBLEICHER, D. / NOTH, J. (1979):  
Neuronal mechanisms of human locomotion. In: *Journal of Neurophysiology* 42 (5): 1212 – 1222.
- DOLENEC, A. / STROJNIK, V. (2000):  
Effects of drop jumps training performed in plantar and dorsal technique. In: AVLEA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (eds.): *5th Annual Congress of the European College of Sports Science. Proceedings*: 242.
- DONELAN, J. M. / KRAM, R. (1997):  
The effect of reduced gravity on the kinematics of human walking: a test of the dynamic similarity hypothesis for locomotion. In: *Journal of Experimental Biology* 200: 3193 – 3201.
- DONELAN, J. M. / KRAM, R. (2000):  
Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity. In: *Journal of Experimental Biology* 203: 2405 – 2415.
- DRISS, T. / VANDEWALLE, H. / QUIÈVRE, J. / MILLER, C. / MONOD, H. (2001):  
Effects of external loading on power output in a squat jump on a force platform: A comparison between strength and power athletes and sedentary individuals. In: *Journal of Sports Sciences*, 19: 99 – 105.
- DUNCAN, A. / McDONAGH, M. J. N. (2000):  
Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man. In: *Journal of Physiology* 526.2: 457 – 468.
- DVIR, Z. (1985):  
Pre-stretch conditioning: A novel apparatus for assessment and conditioning of explosive force: Part 1. In: *The Australian Journal of Science and Medicine in Sport* 17 (2): 11 – 14.
- DYHRE-POULSEN, P. / MOSFELD LAURENSEN, A. (1984):  
Programmed electromyographic activity and negative incremental muscle stiffness in monkeys jumping downward. In: *Journal of Physiology* 350: 121 – 136.
- 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: *Journal of Physiology* 437: 287 – 304.
- EDMAN, K. A. P. (1988):  
Double-hyperbolic force – velocity relation in frog muscle fibres. In: *Journal of Physiology* 404: 301 – 321.

- EDMAN, K. A. P. (1997):  
Force enhancement by stretch. In: *Journal of Applied Biomechanics* 13 (4): 432 – 436.
- EDMAN, K. A. P. (1999):  
The force bearing capacity of frog muscle fibres during stretch: its relation to sarcomere length and fibre width. In: *Journal of Physiology* 519.2: 515 – 526.
- EDMAN, K. A. P. / ELZINGA, G. / NOBLE, M. I. M. (1978):  
Enhancement of mechanical performance by stretch during titanic contractions of vertebrate muscle fibers. In: *Journal of Physiology* 281: 139 – 155.
- ELORANTA, V. (1997):  
Effect of postural and load variation on the leg muscles in rebound jumping movement. In: *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 37 (2): 79 – 88.
- ENOKA, R. M. (1997):  
Neural adaptations with chronic physical activity. In: *Journal of Biomechanics* 30 (5): 447 – 455.
- ETTEMA, G. J. C. / VAN SOEST, A. J. / HUIJING, P. A. (1990):  
The role of series elastic structures in prestretch induced work enhancement during isotonic and isokinetic contractions. In: *Journal of Experimental Biology* 154: 121 – 136.
- FARLEY, C. T. (1997):  
Role of the stretch-shortening cycle in jumping. In: *Journal of Applied Biomechanics* 13: 436 – 439.
- FARLEY, C. T. / MacMAHON, T. A. (1992):  
Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. In: *Journal of Applied Physiology* 73: 2709 – 2712.
- FARLEY, C. T. / MORGENROTH, D. C. (1999):  
Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. In: *Journal of Biomechanics* 32: 267 – 273.
- FERRIS, D. P. / AAGAARD, P. / SIMONSEN, E. B. / FARLEY, C. T. / DYHRE-POULSEN, P. (2001):  
Soleus H-reflex gain in humans walking and running under simulated reduced gravity. In: *Journal of Physiology* 530.1: 167 – 180.
- FLITNEY, F. W. / HIRST, D. G. (1978):  
Cross-bridge detachment and sarcomere “give” during stretch of active frog’s muscle. In: *Journal of Physiology* 276: 449 – 465.
- FORD, L. E. / HUXLEY, A. F. / SIMMONS, R. M. (1978):  
Tension responses to sudden length change in stimulated frog muscle fibres near slack length. In: *Journal of Physiology* 269: 441 – 515.
- FOWLER, N. E. / LEES, A. (1998):  
A comparison of the kinetic and kinematic characteristics of plyometric drop-jump and pendulum exercises. In: *Journal of Applied Biomechanics* 14 (3): 260 – 275.
- FRICK, U. (1993):  
Kraftausdauerverhalten im Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus. Köln.
- FRICK, U. / SCHMIDTBLEICHER, D. / WÖRN, C. (1991):  
Vergleich biomechanischer Messverfahren zur Bestimmung der Sprunghöhe bei Vertikalsprüngen. In: *Leistungssport* (21), 48 –53.
- FRIGO, C. / PEDOTTI, A. (1978):  
Determination of muscle length during locomotion. In: ASMUSSEN, A. / JORGENSEN, K. (eds): *International Series of Biomechanics, Biomechanics VI-A: 355 – 360.*
- GERTHSEN, C. / VOGEL, H. (1993):  
Physik. Berlin.
- GOLLHOFER, A. (1987):  
Komponenten der Schnellkraftleistungen im Dehnungs- Verkürzungs- Zyklus. Erlensee

- 📖 GOLLHOFER, A. (1993):  
Belastungsvariation und motorische Koordination. Unveröffentlichte Habilitationsschrift. Freiburg i. Br..
- 📖 GOLLHOFER, A. (1995):  
Neuromuskuläre Aspekte beim reaktiven Bewegungsverhalten. In: *Spectrum der Sportwissenschaft* 2: 5 – 13.
- 📖 GOLLHOFER, A. / HORSTMANN, J. A. / SCHMIDTBLEICHER, D. / SCHOENTHAL, D. (1990):  
Reproducibility of EMG patterns in stretch-shortening type contractions. In: *European Journal of Applied Physiology* 60, 7 – 14.
- 📖 GOLLHOFER, A. / KOMI, P. V. / VOIGT, M. / NICOL, C. (1995):  
Mechanical contribution of isolated stretch evoked EMG – responses. In: *Book of Abstracts XV ISB Congress Jyväskylä*.
- 📖 GOLLHOFER, A. / KYRÖLÄINEN, H. (1991):  
Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. In: *International Journal of Sports Medicine* 12: 34 – 40.
- 📖 GOLLHOFER, A. / RAPP, W. (1993):  
Recovery of stretch reflex responses following mechanical stimulation. In: *European Journal of Applied Physiology* 66: 415 – 420.
- 📖 GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1987):  
Muscle activation patterns of human leg extensors and force-time-characteristics in jumping exercises under increased stretching loads. In: DE GROOT, G. / HOLLANDER, A. P. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (eds.): *Biomechanics XI-A, International Series on Biomechanics*. Amsterdam: Free Uni. Press: 143 – 147.
- 📖 GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. (1989):  
Stretch reflex responses following mechanical stimulation. *European Journal of Applied Physiology* 66: 415 – 420.
- 📖 GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. (1984):  
Regulation of muscle stiffness in human locomotion. In: *International Journal of Sports Medicine* 5: 19 – 22.
- 📖 GOLLHOFER, A. / SCHMIDTBLEICHER, D. / HORSTMANN, G. (1989):  
Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In: DAUGS, R. / LEIST, K.-H. / ULMER, H.V. (Hrsg.): *Motorikforschung aktuell*. Clausthal-Zellerfeld, 58 – 67.
- 📖 GOLLHOFER, A. / STROJNIK, V. / RAPP, W. / SCHWEIZER, L. (1992):  
Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. In: *European Journal of Applied Physiology* 64: 283 – 291.
- 📖 GOODWIN, P. C. / KOORTS, K. / MACK, R. / MAI, S. / MORRISSEY, M. C. / HOOPER, D. M. (1999):  
Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping. In: *European Journal of Applied Physiology* 79, 374 – 378.
- 📖 GOTTLIEB, G. L. / AGARWAL, G. C. (1979):  
Response to sudden torques about ankle in man: Myotatic reflex. In: *Journal of Neurophysiology* 42 (1): 91 – 106.
- 📖 GOUBEL, F. (1997):  
Series elasticity behavior during the stretch-shortening cycle. In: *Journal of Applied Biomechanics* 13: 439 – 443.
- 📖 GREENWOOD, R. / HOPKINS, A. (1976):  
Landing from an unexpected fall and a voluntary step. In: *Brain* 99: 375 – 386.
- 📖 GREENWOOD, R. / HOPKINS, A. (1977):  
Muscle responses during sudden falls in man. In: *Journal of Physiology* 254: 507 – 518.
- 📖 GREGORY, J. E. / WISE, A. K. / WOOD, S. A. / PROCHAZKA, A. / PROSKE, U. (1998):  
Muscle history, fusimotor activity and the human stretch reflex. In: *Journal of Physiology* 513.3: 927 – 934.

- 📖 GRIEVE, D. W. / CAVANAGH, P. R. / PHEASANT, S. (1977):  
Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. Unpublished Paper given to the VI International Congress of Biomechanics, Copenhagen, July 13.
- 📖 GRIEVE, D. W. / CAVANAGH, P. R. / PHEASANT, S. (1978):  
Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: ASMUSSEN, E. / JORGENSEN, K. (eds.): Biomechanics, international series on biomechanics VI-A. University Park Press, Bethesda: 405 – 412.
- 📖 GRIFFIN, T. M. / TOLANI, N. A. / KRAM, R. (1999):  
Walking in simulated reduced gravity: mechanical energy fluctuations and exchange. In: Journal of Applied Physiology 86: 383 – 390.
- 📖 GRIFFITHS, R. I. (1991):  
Shortening of muscle fibres during stretch of the active cat medial gastrocnemius muscle: the role of tendon compliance. In: Journal of Physiology 436: 219 – 236.
- 📖 GRILLNER, S. (1972):  
The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by ankle extensors. In: Acta Physiologica Scandinavica 86: 92 – 108.
- 📖 GRILLNER, S. (1981):  
Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish. In: Handbook of Physiology. The Nervous System. Motor Control. Washington, DC: American Physiology Society, Sect. 1, Vol. II, Pt. 2, Chapter 26: 1179 – 1236.
- 📖 HAUPTMANN, M. (1990):  
Der Einfluss von geringeren äußeren Bewegungswiderständen auf das Niveau der Schnelligkeitsfähigkeit und auf die Ausbildung von schnellen Bewegungsleistungen. Dissertationsschrift. DHfK Leipzig.
- 📖 HE, J.P. / KRAM, R. / McMAHON, T.A. (1991):  
Mechanics of running under simulated low gravity. In: Journal of Applied Physiology 71: 863 – 870.
- 📖 HEGLUND, N. C. / CAVAGNA, G. A. / TAYLOR, C. R. (1982):  
Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the center of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. In: Journal of Experimental Biology 97: 41 – 56.
- 📖 HERING, G. O. (2000):  
Über mechanische und elektrophysiologische Eigenschaften von so genannt „langsamen“ und „schnellen“ Muskeln. Dissertationsschrift.
- 📖 HERSHLER, C. / MILNER, H. (1978):  
An optimality criterion for processing EMG signals relating to human locomotion. In: IEEE Trans. Biomed. Eng. 5, 413 – 420.
- 📖 HERZOG, W. (1997):  
What is the series elastic component in skeletal muscle? In: Journal of Applied Biomechanics 13 (4): 443 – 448.
- 📖 HILL, A. V. (1938):  
The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. In: Proceedings of the Royal Society B. 126: 136 – 195.
- 📖 HOF, A. L. (1997):  
The best jump is the highest jump. In: Journal of Applied Biomechanics 13: 448 – 451.
- 📖 HOFFER, J. A. / ANDREASSEN, S. (1981):  
Regulation of soleus muscle stiffness in preamillary cats: intrinsic and reflex components. In: Journal of Neurophysiology 45 (2): 267 – 285.
- 📖 HOHMANN, A. (1994):  
Grundlagen der Trainingssteuerung im Sportspiel. Hamburg.

- ☞ 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: *European Journal of Applied Physiology* 73: 393 – 403.
- ☞ HORITA, T. / KOMI, P. V. / NICOL, C. / KYRÖLÄINEN, H. (unveröffentlicht):  
Interactions among elastic behaviour of the knee extensor muscle tendon complex, preprogrammed myoelectric activity, and the performance in the drop jump. Submitted for publication in *European Journal of Applied Physiology*.
- ☞ HOUK, J. C. / RYMER, W. Z. (1981):  
Neural control of muscle length and tension. In: BOOLS, V. B. (Eds.): *Handbook of Physiology: The Nervous System II*, Cap. 8, Bethesda: 251 – 323.
- ☞ HOUK, J. C. / RYMER, W. Z. / CRAGO, P. E. (1981):  
Dependence of dynamic response of spinal receptors on muscle length and velocity. In: *Journal of Neurophysiology* 46: 143 – 166.
- ☞ HUFSCHMIDT, A. / SCHWALLER, I. (1987):  
Short-range elastic and resting tension of relaxed human lower leg muscles. In: *Journal of Physiology* 393: 451 – 465.
- ☞ HUIJING, P. A. (1994):  
Das elastische Potential des Muskels. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport. Enzyklopädie des Sports Bd. 3*. Köln: 155 – 172.
- ☞ HUXLEY, A. F. (1974):  
Muscular contraction. In: *Journal of Physiology* 243: 1 – 43.
- ☞ HUXLEY, H. E. (1979):  
Time resolved x-ray diffraction studies on muscle. In: SUGI, H. / POLLACK, G. H. (eds.): *Cross-bridge mechanisms in muscle contraction*. University Park Baltimore: 391 – 405.
- ☞ JACKSON, D. K. / NEWMAN, D. J. (2000):  
Adaptive effects of spaceflight as revealed by short-term partial weight suspension. In: *Aviation, Space and Environmental Medicine* 71 (9) Section II: A151 – A160.
- ☞ JACOBS, R. / BOBBERT, M. F. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1993):  
Function of mono- and biarticular muscles in running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercises* 25 (19): 1163 – 1173.
- ☞ JACOBS, R. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (1992):  
Intermuscular coordination in a sprint push-off. In: *Journal of Biomechanics* 9 (25), 953 – 965.
- ☞ JOHANSSON, R. S. / WESTLING, G. (1988):  
Programmed and triggered actions to rapid load changes during precision grip. In: *Experimental Brain Research* 71: 72 – 86.
- ☞ JÖLLENBECK, T. (1998):  
Relation between initial muscle length and electromechanical delay. In: RIEHLE, H. J. / VIETEN, M. M. (eds.): *XVI International Symposium on Biomechanics in Sports. Proceedings II*. 34 – 37.
- ☞ JOYCE, G. C. / RACK, P. M. H. / WESTBURY, D. R. (1969):  
The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. In: *Journal of Physiology* 204: 461 – 474.
- ☞ KANEKO, M. / KOMI, P. V. / AURA, O. (1984):  
Mechanical efficiency of concentric and eccentric exercises performed with medium to fast contraction rates. In: *Scandinavian Journal of Sports Sciences* 6 (1): 15 – 20.
- ☞ KIBELE, A. (1995):  
Bedingungsfaktoren von Kraft-Ausdauerleistungen. Frankfurt a. M..
- ☞ KIBELE, A. (1997):  
Zur Problematik der biomechanischen Leistungsdiagnostik von Tief-Hoch-Sprüngen. In: *Spectrum der Sportwissenschaft* 1: 81 – 98.
- ☞ KOMI, P. V. (1984):  
Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and

- stetsch-shortening cycle on force and speed. In: Exercise and Sports Sciences Reviews / ACSM 12: 81 – 121.
- 📖 KOMI, P. V. (1994):  
Der Dehnungs- Verkürzungszyklus. In: KOMI, P. V. (Hrsg.): Kraft und Schnellkraft im Sport. Köln: 173 – 182.
- 📖 KOMI, P. V. (2000):  
Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. In: Journal of Biomechanics 33: 1197 – 1206.
- 📖 KOMI, P. V. / BOSCO, C. (1978):  
Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 10: 261 – 265.
- 📖 KOMI, P. V. / GOLLHOFER, A. (1997):  
Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. In: Journal of Applied Biomechanics 13: 451 – 460.
- 📖 KOMI, P. V. / KANEKO, M. / AURA, O. (1987):  
EMG activity of the leg extensor muscles with special referece to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. In: International Journal of Sports Medicine 8, Suppl.: 22 – 29.
- 📖 KOMI, P. V. / NICOL, C. (2000):  
Stretch-shortening cycle fatigue. In: NIGG, B. M. / MacINTOSH, B. R. / MESTER, J. (eds.): Biomechanics and biology of movement. Human Kinetics Publishers. Champaign.
- 📖 KRAM, R. / DOMINGO, A / FERRIS, D. P. (1997):  
Effect of reduced gravity on the preffered walk-run transition speed. In: Journal of Experimental Biology 200: 821 – 826.
- 📖 KROLL, W. (1962):  
A note on the coefficient of intraclass correlation as an estimate of reliability. In: Research Quarterly 33, 313 – 316.
- 📖 KUBO, K / KAWAKAMI, Y. / FUKUNAGA, T. (1999):  
Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. In: Journal of Applied Physiology 87 (6): 2090 – 2096.
- 📖 KYRÖLAINEN , H. / KOMI, P. V. / OKSANEN, P. / HÄKKINEN, H. / CHENG, S. / KIM, D. H. (1990):  
Mechanical efficiency of locomotion in females during different kind of muscle action. In: European Journal of Applied Physiology 61:446 – 452.
- 📖 KYRÖLÄINEN, H. (1995):  
Neuromuscular performance among power- and endurance-trained athletes. Jyväskylä.
- 📖 KYRÖLÄINEN, H. / AVELA, J. / KOMI, P. V. (1989):  
Regulation of muscle force and stiffness during long jump take-off. In: XII International Congress on Biomechanics, Congress Proceedings, University of California, Los Angeles, USA: 364 – 365.
- 📖 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: 9 – 22.
- 📖 KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1995):  
Differences in mechanical efficiency in athletes during jumping. In: European Journal of Applied Physiology 70: 36 – 44.
- 📖 KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. (1995):  
Differences in mechanical efficiency between power- and endurance- trained athletes while jumping. In: European Journal of Applied Physiology 70: 36 – 44.

- 📖 KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. / KIM, D. H. (1991):  
Effects of power training with stretch-shortening cycle (SSC) exercises on mechanical efficiency in females: neuromuscular adaptations. In: *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 1: 78 – 87.
- 📖 KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. / OKSANEN, P. / HAKKINEN, K. / CHENG, S. / KIM, D. H. (1990):  
Mechanical efficiency of locomotion in females during different kinds of muscle action. In: *European Journal of Applied Physiology* 61: 446 – 452.
- 📖 LATASH, M. L. (1998):  
Neurophysiological basis of movement. *Human Kinetics*. Champaign.
- 📖 LEE, R. G. / TATTON, W. G. (1978):  
Longloop reflexes in man: Clinical application. In: DESMEDT, J. E. (ed.): *Cerebral motor control in man. Long loop mechanics*. Basel.
- 📖 LIENERT, G. A. (1989<sup>4</sup>):  
Testaufbau und Testanalyse. München.
- 📖 MARSDEN, C. D. / MERTON, P. A. / MORTON, H. B. / ADAM, J. (1978 b):  
The effect of lesions of the central nervous system on long-latency stretch reflexes in the human thumb. In: DESMEDT, J. E. (ed.): *Cerebral motor control in man: long loop mechanisms*: 334 - 341.
- 📖 MARSDEN, C. D. / MERTON, P. A. / MORTON, H. B. / ADAM, J. / HALLETT, M. (1978):  
Automatic and voluntary responses to muscle stretch in man. In: DESMEDT, J. E. (eds.): *Cerebral motor control in man: long loop mechanisms* 5: 167 – 177.
- 📖 MCGRAW, K. O. / WONG, S. P. (1996):  
Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. In: *Psychological Methods*, 1 (1), 30 – 46, (Correction, Vol. 1, No. 4, 390).
- 📖 MCKINLEY, P. A. / SMITH, J. L. / GREGOR, R. J. (1983):  
Responses of elbow extensors to landing forces during jump downs in cats. In: *Experimental Brain Research* 49: 218 – 228.
- 📖 MELVILL JONES, G. / WATT, D. G. D. (1971):  
Observations of the control of stepping and hopping movements in man. In: *Journal of Physiology* 219: 709 – 727.
- 📖 MELVILL JONES, G. / WATT, D. G. D. (1971b):  
Muscular control of landing from unexpected falls in man. *Journal of Physiology* 219: 729 – 737.
- 📖 METHA, C. R. / PATEL, N. R. (1995):  
SPSS Exact Tests 6.1 for Windows. Chicago.
- 📖 MEUNIER, S. / PIERROT-DESEILLIGNY, E. (1989):  
Gaiting of the afferent volley of the monosynaptic stretch reflex during movement in man. In: *Journal of Physiology* 419: 753 – 763.
- 📖 MILNER-BROWN, H.S. / STEIN, R. B. / LEE, R. G. (1975):  
Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 38: 245 – 254.
- 📖 MORGAN, D. L. / PROSKE, U. (1997):  
Factors contributing to energy storage during the stretch-shortening cycle. In: *Journal of Applied Biomechanics* 13: 464 – 466.
- 📖 MORITANI, T. (1994):  
Die zeitliche Abfolge der Trainingsanpassungen in Verläufe eines Krafttrainings. In: KOMI, P. V. (Hrsg): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Köln: 266 – 276.
- 📖 MORITANI, T. / ODDSON, L. / THORSTENSSON, A. (1991):  
Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. In: *Journal of Electromyogr Kinesiol* 1: 34 – 40.









- MRACHACZ, N. / KERSTING, U. G. / BRÜGGEMANN, G.-P. (1998):  
Repeatability of EMG timing parameters during a dynamic activity. In: Proceedings of the XII Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. Montreal (Canada): 34 – 35.
- NARDONE, A. / ROMANÒ, C. / SCHIEPPATI, M. (1989):  
Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. In: Journal of Physiology 409: 451 – 471.
- NEUBERT, A. (1999):  
Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven Bewegungsverhaltens. Freiburg.
- NEWMANN, D. J. / Alexander, H. L. / WEBBON, B. W. (1994):  
Energetics and mechanics for partial gravity locomotion. In: Aviation, Space and Environmental Medicine 65: 815 – 823.
- NICHOLS, D.P. (1998):  
Choosing an Intraclass Correlation Coefficient. In:  
<http://www.ats.ucla.edu/stat/spss/library/whichicc.htm>.
- NICHOLS, T. R. / HOUK, J. C. (1976):  
Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex. In: Journal of Neurophysiology 39: 119 – 142
- NICOL, A. (1988):  
A triaxial flexible electrogoniometer. In: DE GROOT, G. / HOLLANDER, A. P. / HUIJING, P. A. / VAN INGEN SCHENAU, G. J. (Hrsg.): Biomechanics XI-B. Amsterdam.
- NICOL, C. / KOMI, P. V. (1999):  
Quantification of achilles tendon force enhancement by passively induced dorsiflexion stretches. In: Journal of Applied Biomechanics 15: 221 – 232.
- NIELSEN, J. / SINKJAER, T. / TOFT, E. / KAGAMIHARA, Y. (1994):  
Segmental reflexes and ankle joint stiffness during co-contraction of antagonistic ankle muscles in man. In: Experimental Brain Research 102: 350 – 358.
- NORMAN, R. W. / KOMI, P. V. (1979):  
Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. In: Acta Physiologica Scandinavica 106: 241 – 248.
- NORMAN, R.W. / NELSON, R.C. / CAVANAGH, P.R. (1980):  
Minimum sampling time required to extract stable information from digitised EMG's. In: ASMUSSEN, E. / JÖRGENSEN, K. (Hrsg.): Biomechanics VI-A. Baltimore, 237 – 243.
- NOTH, J. (1985):  
Neurophysiologische Aspekte der Muskelelastizität. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf Bd. 56: 238 – 243.
- PERTTUNEN, J. / KYRÖLÄINEN, H. / KOMI, P. V. / HEINONEN, A. (2000):  
Biomechanical loading in the triple jump. In: Journal of Sports Sciences 18: 363 – 370.
- POLHEMUS, R. (1981):  
Plyometric training for the improvement of athletic ability. In: Scholastic coach, 51 (4), 68 – 69.
- POUSSON, M. / PÉROT, C. / GOUBEL, F. (1991):  
Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle induced by jumping training. In: Pflügers Archiv 419: 127 – 130.
- PRILUTZKY, B. I. (1997):  
Work, energy expenditure and efficiency of the stretch-shortening cycle. In: Journal of Applied Biomechanics 13 (4): 466 – 470.
- RACK, P. M. H. / WESTBURY, D. R. (1974):  
The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. In: Journal of Physiology 240: 331 – 350.
- RAPP, W. / GOLLHOFER, A. (1993):  
Motor control in reactive drop jump condition with and without visual control. In: Biomechanics. Proceedings of the XIVth Biomechanics Congress Paris.



- 📖 RAPP, W. / GOLLHOFER, A. (1996):  
Einfluss visueller Information auf die Bewegungsprogrammierung bei reaktiven Bewegungsabläufen. In: GOLLHOFER, A. (Hrsg.) Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft Bd. 71. St. Augustin: 81 – 88.
- 📖 ROBERTS, T. J. / MARSH, R. L. / WEYAND, P. G. / TAYLOR, C. R. (1997):  
Muscular force in running turkeys: The economy of minimizing work. In: Science 275: 1113 – 1115.
- 📖 RODACKI, A. L. F. / FOWLER, N. E. (2001):  
Intermuscular coordination during pendulum rebound exercises. In: Journal of Sports Sciences 19: 411 – 425.
- 📖 RODACKI, A. L. F. / FOWLER, N. E. / BENNETT, S. (2001):  
The effect of postural variations in movement co-ordination during plyometric rebound exercises. In: Journal of Applied Biomechanics 17 (1): 14 – 27.
- 📖 ROSENBAUM, P. R. (1995):  
Observational Studies. New York.
- 📖 ROTH, K. (1983):  
Sportmotorische Tests. In: WILLIMCZIK, K. (Hrsg.): Grundkurs Datenerhebung 1. Hamburg, 89 – 134.
- 📖 SALE, D. G. (1988):  
Neural adaptation to resistance training. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 20 (5): 135 – 145.
- 📖 SANTELLO, M. / McDONAGH, M. J. N. (1998):  
The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. In: Experimental Physiology 83: 857 – 874.
- 📖 SCHMIDTBLEICHER, D. / DIETZ, V. / NOTH, J. / ANTONI, M. (1978):  
Auftreten und funktionelle Bedeutung der Muskeldehnungsreflexes bei Lauf- und Sprintbewegungen. In: Leistungssport 8, 480 – 490.
- 📖 SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1982):  
Neuromuskuläre Untersuchungen zur Bestimmung individueller Belastungsgrößen für ein Tiefsprungtraining. In: Leistungssport 12 (4) 298 – 307.
- 📖 SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1995):  
Einflussgrößen und Leistungsdiagnostik des reaktiven Bewegungsverhaltens. Unveröffentlichtes Vortragsmanuskript Kongress in Münster
- 📖 SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. / FRICK, U. (1987):  
Auswirkungen eines Tiefsprungtrainings auf die Leistungsfähigkeit und das Innervationsverhalten der Beinstreckmuskulatur. In: Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 38 (9), 389 – 394.
- 📖 SCHMIDTBLEICHER, D. / GOLLHOFER, A. (1985):  
Einflussgrößen des reaktiven Bewegungsverhaltens und deren Bedeutung für die Sportpraxis. In: BÜHRLE, M. (Hrsg.): Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings. Schorndorf Bd. 56: 271 – 281.
- 📖 SCHNABEL, G. / HARRE, D. / BORDE, A. (Hrsg.):  
Trainingswissenschaft. Berlin.
- 📖 SHROUT, P.E. / FLEISS, J. L. (1979):  
Intraclass Correlations: Uses in assessing rater reliability. In: Psychological Bulletin, 2 (86), 420 – 428.
- 📖 SIMONS, H. (1996):  
Reliabilität: Konzeption und Schätzmethoden. Institut für Sport und Sportwissenschaft, Universität Freiburg.

- 📖 SINKJAER, T. / ANDERSEN, J. B. / LADOUCEUR, M. / CHRISTENSEN, L. O. D. / NIELSEN, J. B. (2000):  
Major role for sensory feedback in soleus EMG activity in the stance phase of walking in man.  
In: *Journal of Physiology* 523.3: 817 – 827.
- 📖 SINKJAER, T. / TOFT, E. ANDREASSEN, S. / HORNEMANN, B. C. (1988):  
Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors intrinsic and reflex components. In: *Journal of Neurophysiology* 60 (3): 1110 – 1121.
- 📖 SOEST, A. J. / ROEBROECK, M. E. / BOBBERT, M. F. / 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* 17: 635 – 639.
- 📖 SPÄGELE, T. (1998):  
Modellierung, Simulation und Optimierung menschlicher Bewegungen. Bericht aus dem Institut A für Mechanik. Universität Stuttgart
- 📖 STEBEN, R.E. / STEBEN, A.H. (1981):  
The validity of the stretch shortening cycle in selected jumping events. In: *Journal of sports medicine and physical fitness*, 21, 28 – 37.
- 📖 STIENEN, G. J. M. / BLANGE, T. / SCHNERR, M. C. (1978):  
Tension response of frog sartorius muscle to quick ramp-shaped shortening and some effects of metabolic inhibition. In: *Pflügers Archiv* 376: 94 – 97.
- 📖 STROJNIK, V. / KOMI, P.V. (1998):  
Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. In: *Journal of Applied Physiology* 84 (1): 344 – 350.
- 📖 TAKARADA, Y. / IWAMOTO, H. / SUGI, H. / HIRANO, Y / ISHII, N. (1997):  
Stretch induced enhancement of mechanical work production in frog single fibers and human muscle. In: *Journal of Applied Physiology* 83 (5): 1741 – 1748.
- 📖 THILMANN, A. F. / SCHWARZ, M. / TOPPER, R. / FELLOWS, S. J. / NOTH, J. (1991):  
Different mechanics underlie the long-latency stretch reflex response of active human muscle at different joints. In: *Journal of Physiology* 444: 631 – 643.
- 📖 TRIPPEL, M. / GOLLHOFER, A. / STRASS, D. / KYRÖLÄINEN, H. / DIETZ, V. (1992):  
Neuromuskuläre Kontrollmechanismen als Funktion variabler Körpergewichtsbelastung. In: BERNETT, P. / JESCHKE, D. (Hrsg.): *Sport und Medizin. Pro und Contra*. 32. Deutscher Sportärztekongress. München: 464 – 466.
- 📖 TRZASKOMA, Z. WIT, A. / ISKRA, L. / KARPIKOWSKI, B. (1989):  
Application of an pendulum training simulator in training strength of lower extremities muscles. In: *Biology of Sport* Vol. 6, Suppl. 3: 214 – 220.
- 📖 VAN INGEN SCHENAU, G. J. / BOBBERT, M.F. / DE HAAN, A. (1997):  
Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? In: *Journal of Applied Biomechanics* 13, 4: 389 – 415.
- 📖 VAN INGEN SCHENAU, G. J. / BOBBERT, M. F. / DE HAAN, A. (1997 b):  
Mechanics and energetics of the stretch-shortening cycle: A stimulating discussion. In: *Journal of Applied Biomechanics* 13: 484 – 496.
- 📖 VAN INGEN SCHENAU, G. J. / BOBBERT, M. F. / HUIJING, P. A. / WOITTIEZ, R. D. (1985):  
The instantaneous torque-angular velocity relation in plantar flexion during jumping. In: *Medicine and science in sports and exercise* 17 (4): 422 – 426.
- 📖 VAN INGEN SCHENAU, G. J. DORSSERS, W. M. M. / WELTER, T. G. / BEELEN, A. / DE GROOT, G. (1995):  
The control of mono-articular muscles in multi-joint leg extensions in man. In: *Journal of Physiology* 484.1: 247 – 254.
- 📖 VELOSO, A. / PEZARAT-CORREIA, P. / ARMADA, P / ABRANTES, J. (1998):  
Joint moments and muscular functioning in drop jumping exercises. In: RIEHLE, H. J. / VIETEN, M. (eds.): *Proceedings II. ISBS '98 XVI International Symposium on Biomechanics in Sports*: 76 – 79.

- 📖 VIITASALO, J. T. / AURA, O. / HÄKKINEN, K. / KOMI, P. V. / NIKULA, J. (1981):  
Untersuchung von Trainingswirkungen auf die Kräfteerzeugung und Sprunghöhe. In:  
Leistungssport 11 (4): 278 – 281.
- 📖 VIITASALO, J. T. / Salo, A. / LAHTINEN, J. (1998):  
Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. In: European Journal  
of Applied Physiology 78: 432 – 440.
- 📖 VIRU, A. (1995):  
Adaptation in sports training. CRC Press LLC.
- 📖 VOIGT, M. / SIMONSEN, E. B. / DYHRE-POULSEN, P. / KLAUSEN, K. (1995):  
Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after  
different prestretch loads. In: Journal of Biomechanics 28 (3): 293 – 307.
- 📖 WALSH, M. / BRÜGGEMANN, G.-P. (2000):  
The effect of fatigue on calf muscle electromyography during a stretch shorten cycles exercise.  
In: AVELA, J. / KOMI, P. V. / KOMULAINEN, J. (eds.): Proceedings. 5<sup>th</sup> Annual Congress of the  
European College of Sport Science. Jyväskylä: 765.
- 📖 WALSHE, A. D. / WILSON, G. J. (1997):  
The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. In: Canadian Journal of  
Applied Physiology 22 (2): 117 – 132.
- 📖 WALSHE, A. D. / WILSON, G. J. / ETTEMA, G. J. C. (1998):  
Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular  
performance. In: Journal of Applied Physiology 84 (1): 97 – 106.
- 📖 WANG, Q. (1999):  
Methodische Probleme bei der diagnostischen Erfassung der Maximal- und  
Schnellkraftfähigkeit. Köln.
- 📖 WATKINS, J. (1999):  
Structure and function of the musculoskeletal system. Human Kinetics. Champaign.
- 📖 WEISS, P. L / KEARNEY, R. E. / HUNTER, I. W. (1986):  
Position dependence of stretch reflex dynamics at the human ankle. In: Experimental Brain  
Research 63: 49 – 59.
- 📖 WILLIMCZIK, K. (1983<sup>2</sup>):  
Einführung in die Fehlerrechnung. In: WILLIMCZIK, K. (Hrsg): Grundkurs Datenerhebung 1.  
Hamburg, 177 – 191.
- 📖 WILMORE, J. H. / COSTILL, D. L. (1999<sup>2</sup>):  
Physiology of sport and exercise. Human Kinetics.
- 📖 WILSON, G. J. / MURPHY, A. J. / PRYOR, J. F. (1994):  
Musculotendionus stiffness: Its relationship to eccentric, isometric and concentric performance.  
In: Journal of Applied Physiology 76: 2714 – 2719.
- 📖 WINTER, D. A. (1991):  
The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological.  
Waterloo.
- 📖 WINTER, D. A. (1997):  
Some comments on performance enhancement and efficiency in the stretch-shortening cycle.  
In: Journal of Applied Biomechanics 13: 474 – 476.
- 📖 WITTEKOPF, G. / BAUERSFELD, M. / BEHREND, R. / KROPPE, P. (1991):  
Zur Trainierbarkeit neuromuskulärer Innervationscharakteristika der Schnelligkeitsmotorik. In:  
Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge 32 (2), 206 – 215.
- 📖 YAFFEE, R. A. (1998):  
Enhancement of reliability analysis: Application of Intraclass Correlations with SPSS/Windows v.  
8. In: <http://www.nyu.edu/acf/socsi/Docs/intracls.html>.
- 📖 YANG, J. F. / WINTER, D. A. (1983):  
Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contraction. In: Arch Phys  
Med Rehabil, 64, 402 – 411.

-  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. In: International Journal of Sports Medicine 20: 295 – 303.
-  ZAMPARO, P. / ANTONUTTO, G. / CAPELLI, C. / GIRARDIS, M. / SEPULCRI, L. / DI PRAMPERO, P. E. (1997):  
Effects of elastic recoil on maximal explosive power of the lower limbs. In: European Journal of Applied Physiology 75: 289 – 297.
-  ZANDWIJK, J. P. / BOBBERT, M. F. / MUNNEKE, M. / PAS, P. (2000):  
Control of maximal and submaximal vertical jumps. In: Medicine and Science in Sports 32 (2): 477 – 485.
-  ZANON, S. (1974):  
Plyometrie für die Sprünge. In: Die Lehre der Leichtathletik 25: 549 – 552.
-  ZATSIORSKY, V. M. (1996):  
Krafttraining. Praxis und Wissenschaft. Aachen.
-  ZATSIORSKY, V. M. (1997):  
The review is nice. I disagree with it. In: Journal of Applied Biomechanics 13 (4): 479 – 483.
-  ZIPP, P. (1989):  
Leitregeln für die Oberflächen-Myographie: ausgewählte Beispiele. In: DAUGS, R. / LEIST, K.-H. / ULMER, H.-V. (Hrsg.): Motorikforschung aktuell. DVS Protokolle, Nr. 35. Clausthal-Zellerfeld, 68 – 73.
-  ZSCHORLICH, V. (1987):  
Elektromyographie und Dynamometrie in der Bewegungsforschung. Hamburg.

# LEBENS LAUF

## PERSÖNLICHE ANGABEN:

---

- **Geburtsdatum:**  
*13. Juni 1966*
- **Geburtsort:**  
*Stuttgart*
- **Familienstand:**  
*verheiratet*

## SCHULAUSSBILDUNG

---

*1972 – 1976 Grundschule in Stuttgart Untertürkheim*

*1976 - 1985 Gottlieb Daimler Gymnasium Bad Cannstatt*

## FACHBEZOGENE AUSBILDUNG / STUDIUM

---

<b>Bundeswehr:</b>	<b>1985 - 1986</b>
<i>15 Monate Grundwehrdienst Hochgebirgs- und Skizug Mittenwald</i>	
<b>Studium:</b>	<b>1987 - 1992</b>
<i>Universität Stuttgart Institut für Sportwissenschaft Ausbildung und Abschluß zum Magister Artium im Bereich Sportwissenschaft, Betriebswirtschaftslehre, Volkswirtschaftslehre</i>	

## BERUFSTÄTIGKEIT

---

*Seit März 1994 Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Universität Stuttgart  
Institut für Sportwissenschaft.*

## BERUFLICHE WEITERBILDUNG

---

**Promotionsvorhaben**  
*im Fachbereich Trainingswissenschaft / Biomechanik  
Universität Stuttgart Institut für Sportwissenschaft*

**Ausbildung und Prüfung zum staatlich geprüften Skilehrer 1995 – 1998**  
*Deutscher Skilehrerverband e.V.*

## SONSTIGE FACHBEZOGENE (BERUFS-) ERFAHRUNG

---

- **1989 - 1993** *Mitarbeiter am Olympiastützpunkt Stuttgart, Abt. Leistungsdiagnostik*
- **1992 - 1995** *Konditionstrainer der WTA Top 20 Ranglistenspielerin Isabel Cuetto*
- **1993 - 1994** *Berater des Bund Deutscher Radfahrer für das Athletiktraining der Damen- und Juniorinnennationalmannschaft*
- **1993** *Mitarbeit im Research Projekt des Deutschen Leichtathletikverbandes bei der Leichtathletik WM in Stuttgart*
- **Seit 1993** *Referent beim Deutschen Handballbund in der A-Trainer Ausbildung. Fachbereich Athletik- / Konditionstraining*