

TRAININGSQUANTIFIZIERUNG IM KRAFTTRAINING

Entwicklung eines automatisierten Systems zur
Protokollierung und Steuerung von
Krafttrainingsinhalten

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

vorgelegt von

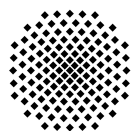
Niklas Brown

aus Bielefeld

Hauptberichter: Prof. Dr. Wilfried Alt

Mitberichter: Prof. Dr. Tobias Siebert

Tag der mündlichen Prüfung: 15.12.2015



Universität Stuttgart

Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft
Abteilung für Biomechanik und Sportbiologie

2015

Niklas Brown: *Trainingsquantifizierung im Krafttraining*, Entwicklung eines automatisierten Systems zur Protokollierung und Steuerung von Krafttrainingsinhalten , © 2015

Für Mutti und Thomas.

ZUSAMMENFASSUNG

EINLEITUNG

Krafttraining, als essentieller Teil des leistungssportlichen Trainings, setzt die Grundlage für vielfältige Hochleistungen im Sport. Anders als in den Ausdauersportarten sind aber im Krafttraining kaum verlässliche Parameter vorhanden, um Training quantifizieren und steuern zu können. Ziel dieser Arbeit ist daher die Entwicklung und Validierung eines Mess- und Informationssystems zur reliablen und validen Erfassung und Steuerung des Krafttrainings.

METHODE

Die vorliegende Arbeit besteht aus drei Teilbereichen. Zunächst wird ein Signalverarbeitungs-Algorithmus zur Berechnung von relevanten Krafttrainingsparametern entwickelt und validiert. Dieser wird in einer Studie mit 50 Probanden mit einem Referenzsystem verglichen. Aufbauend auf den berechneten Parametern wird in Teilbereich zwei ein multifaktorieller Ermüdungsfaktor entwickelt. Dieser wird aus den Daten von 20 Probanden erarbeitet. Hierzu werden ermüdende und nicht ermüdende Trainingssätze absolviert und anhand einer Hauptkomponentenanalyse Veränderungen in der Kinematik bei auftretender Ermüdung gesucht. Aus den gefundenen Hauptkomponenten kann dann ein Ermüdungsfaktor berechnet und mit anderen bereits vorhandenen Ermüdungsparametern verglichen werden. Im abschließenden dritten Teilbereich wird ein automatisiertes Trainingssteuerungssystem, basierend auf einem Fuzzy-Regler zur individuellen Steige-

rung des Trainings eingesetzt und in einer Längsschnittstudie auf die Trainingswirksamkeit im Vergleich mit dem Training nach einem klassischen Trainingsplan überprüft.

ERGEBNISSE

Für den Vergleich des Beschleunigungsalgorithmus mit einem Referenzsystem wurden vor allem für die Wiederholungszahl sowie für zeitliche Faktoren, wie die Dauer der Wiederholungen, eine hohe Übereinstimmung mittels Bland-Altman Plots festgestellt. Die Übereinstimmung der Messsysteme zeigte sich dabei abhängig von der getesteten Trainingsübung sowie der Trainingsmethode, war aber dennoch für alle getesteten Kombinationen gut. Der Bewegungsumfang konnte nicht zufriedenstellend anhand der Beschleunigungsdaten bestimmt werden. Für den zweiten Teilbereich konnten insgesamt sechs Trainingsparameter gefunden werden, die einer Veränderung bei muskulärer Ermüdung unterliegen. Anhand einer Linearkombination dieser Parameter wurde ein skalarer Ermüdungsfaktor bestimmt. Dabei konnte mit einem berechneten Grenzwert zwischen ermüdenden und nicht ermüdenden Trainingssätzen unterschieden werden.

Die Untersuchung der Trainingswirkung von sieben Wochen intensivem Krafttraining mit automatisierter oder klassischer Trainingssteuerung ergab bei den acht Probanden der automatisiert trainierenden Gruppe gleiche oder höhere Trainingsanpassungen als bei der Kontrollgruppe. Dabei zeigten vor allem das intramuskuläre Fettvolumen und Muskelvolumen des M. Quadrizeps femoris sowie verschiedene Kraft- und Sprungparameter höhere Effektstärken hinsichtlich der Trainingsanpassungen mit der entwickelten automatisierten Trainingssteuerung.

DISKUSSION

Anhand des entwickelten Verfahrens kann Training zukünftig objektiv protokolliert und gesteuert werden. Die Ergebnisse der Validierungsstudien sind vergleichbar mit bereits veröffentlichten Ansätzen zur automatischen Protokollierung, das hier vorgestellte Verfahren benötigt aber deutlich weniger Nutzereingaben und Rechenleistung. Daher könnte in einem zukünftigen Schritt eine Hard- und Softwareumsetzung der beschriebenen Algorithmen erfolgen, um auch in wissenschaftlichen und trainingspraktischen Settings eingesetzt werden zu können.

ABSTRACT

INTRODUCTION

Strength training is an essential part of training in many types of competitive sports. In endurance type exercise, numerous valid parameters can be used for training quantification and control of intensity. At present, no such parameters are existent in strength training, making it hard for scientists and coaches to gather information about training intensity and thus have to rely on their experience in controlling the training load for the athlete. The goal of this dissertation is to develop an automated system for protocoling training parameters and controlling training intensity for an optimal training effect.

METHODS

This work consists of three consecutive parts. The first part describes the development of an algorithm to determine relevant strength training parameters based on acceleration data. This algorithm is compared to a reference system and validated with 50 subjects. Based on the calculated parameters, part two describes the development of a fatigue detection algorithm. Here, twenty subjects trained in fatiguing and non-fatiguing conditions. A principal component analysis was used to reveal changes in kinematics associated with fatigue. A fatigue-score is then calculated based on the first principal component and validated against different existing fatigue indices. In part three, an automated training control system, based on a fuzzy-controller is developed. This sys-

tem is then applied in a longitudinal study and training effects of automated and training plan based exercise are compared.

RESULTS

Agreement, tested with Bland-Altman-Plots, between the newly developed algorithm and a reference system regarding the different training parameters was high for repetition number and time based parameters, e.g. duration of single repetitions. Thereby, the agreement differed with training method and exercises, although being in an acceptable range for all conditions. Range of motion could only be determined non-satisfying. For the detection of fatigue, six parameters showed a systematic variation associated with fatigue. It could be distinguished between fatiguing and non-fatiguing sets with a linear combination of these parameters.

The longitudinal study mostly showed equal training effects for the subjects training with the automated system and the control group. However, some variables (intramuscular fat and muscle volume of the m. quadriceps femoris, strength and jumping parameters) showed higher effect-sizes regarding adaptation in the automatically controlled training group.

DISCUSSION

Perspectively, based on the developed methods, training can be protocolled and controlled automatically with a high reliability, objectivity and validity. Results of the algorithm, regarding the documentation of training parameters are in agreement or outperform existing concepts, especially regarding the need for user input and computing capacity. Hence, in a further step, an implementation of the presented methods into a hardware and software tool could be realized to be directly implemented in training and scientific settings.

INHALTSVERZEICHNIS

1	VORBEMERKUNGEN ZUR ARBEIT	1
1.1	Methodischer Aufbau der Arbeit	2
i	Einleitung und Forschungsstand	5
2	TRAINING	7
2.1	Trainingsmodelle	9
2.2	Krafttraining	13
2.2.1	Trainingsformen	14
2.2.2	Spezifik des Trainingsreizes	20
3	TRAININGSQUANTIFIZIERUNG	31
3.1	Trainingsquantifizierung im Ausdauertraining . .	33
3.2	Trainingsquantifizierung im Krafttraining	36
4	TECHNOLOGISCHE ANSÄTZE ZUR TRAININGSQUAN- TIFIZIERUNG	39
4.1	Protokollierung	39
4.2	Ermüdungserkennung	42
4.3	Trainingssteuerung	44
5	PROBLEMSTELLUNG, FORSCHUNGSFRAGEN UND ZIEL- STELLUNG	47
ii	Methodik und Ergebnisse	51
6	MESSEN UND MESSPRINZIPIEN	53
6.1	Messen und Messunsicherheiten	53
6.2	Mess- und Auswerteverfahren	56
6.2.1	Inertialsensorik	56
6.2.2	Fuzzy Logic	58
6.2.3	Muskelvolumetrie	60

6.2.4	Principal Component Analysis	63
7	ENTWICKLUNG DER ALGORITHMEN	67
7.1	Trainingsprotokollierung	67
7.1.1	Studie 1: Referenzdatensatz	67
7.1.2	Studie 2: Validierungsstudie	72
7.1.3	Algorithmus zur Protokollierung der Trainingsdaten	82
7.2	Ermüdungserkennung	93
7.2.1	Studie 3: Ermüdungserkennung	93
7.3	Trainingssteuerung	109
7.3.1	Fuzzy Logic zur Trainingssteuerung	109
7.3.2	Studie 4: Trainingseffekte durch automatisierte Trainingssteuerung	115
iii	Zusammenfassung und Ausblick	143
8	ZUSAMMENFASSENDE DISKUSSION	145
9	AUSBLICK	151
iv	Anhang	155
A	LITERATURVERZEICHNIS	157
B	ERGEBNISTABELLEN STUDIE 2	183
C	ALGORITHMUS	187
D	MESSPROTOKOLL STUDIE 4	199
E	ERGEBNISTABELLEN STUDIE 4	201
F	EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG	205

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1	Kybernetisches Modell der Trainingssteuerung	10
Abbildung 2	Integriertes Modell des Trainingsprozesses.	13
Abbildung 3	Belastungs-Beanspruchungs-Leistungsentwicklungsmodell nach Schnabel et al. (2009). . .	14
Abbildung 4	MRT Aufnahme des rechten Oberschenkels mit Segmentierung der Einzelmuskeln. . . .	61
Abbildung 5	Dreidimensionale Rekonstruktion des M. Quadrizeps femoris.	62
Abbildung 6	Bland-Altman Plot für die Wiederholungszahlberechnung.	76
Abbildung 7	Systematische Abweichung und LOA für Wiederholungszahl und Zeitparameter	78
Abbildung 8	Ablauf der Start-Stop Erkennung zur zeitlichen Eingrenzung der aufgezeichneten Daten.	84
Abbildung 9	Rohdaten und gravitationsbereinigte Daten.	86
Abbildung 10	Hauptbewegungsachse mit detektierten Peaks und Frequenzspektrum der Hauptachse. . .	87
Abbildung 11	Gravitations- und Tiefpassgefilterte Daten sowie resultierende Beschleunigung.	89
Abbildung 12	Gefilterte Beschleunigungsdaten mit eingezeichneten Kreuzungspunkten.	91
Abbildung 13	Anbringung des Beschleunigungssensors und der EMG-Elektroden.	96
Abbildung 14	Score-Plot der ersten zwei Hauptkomponenten aus der finalen PCA	101

Abbildung 15	Zusammenhang zwischen Ermüdungsfaktor und Verlust an mittlerer Geschwindigkeit. . .	104
Abbildung 16	Zusammenhang zwischen Ermüdungsfaktor und Differenz von erster und letzter Wiederholung.	104
Abbildung 17	Ermüdungsfaktoren der drei Belastungsbereiche mit eingezeichnetem Grenzwert. . . .	105
Abbildung 18	Fuzzy-Regler zur automatisierten Trainingssteuerung	112
Abbildung 19	Studienverlauf der Interventionsstudie zur Trainingssteuerung.	119
Abbildung 20	Benutzeroberfläche des entwickelten Programms zur Trainingssteuerung.	122
Abbildung 21	Einzel- und Mittelwerte der Körperzusammensetzungsmessung.	130
Abbildung 22	Einzel- und Mittelwerte der Sprungkraftmessung.	132
Abbildung 23	Einzel- und Mittelwerte der Maximalkraftmessung.	140
Abbildung 24	Einzel- und Mittelwerte der Muskelvolumetrie.	141
Abbildung 25	Effektstärken (d_{korrr}) der Messparameter. . .	142

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1	Mechano-biologische Determinanten des Krafttrainingsreizes nach Toigo (2006a).	28
Tabelle 2	Details Studie 1	68
Tabelle 3	Ergebnisse Studie 1	70
Tabelle 4	Details Studie 2.	73
Tabelle 5	Details Studie 3	94
Tabelle 6	Inputparameter der PCA zur Ermüdungserkennung	98
Tabelle 7	Ladungsfaktoren der ersten Hauptkomponente	99
Tabelle 8	Ergebnisse Studie 3	108
Tabelle 9	RPE-Skala nach Lagally (2006).	111
Tabelle 10	Fuzzy Regeln zur automatisierten Trainingssteuerung zu ermüdendem Training.	114
Tabelle 11	Details Studie 4	116
Tabelle 12	Trainingsübungen der Interventionsstudie.	123
Tabelle 13	Übersicht der Trainingsdurchführung beider Gruppen.	128
Tabelle 14	Gesamtwerte und Limits of Agreement Studie 2.	183
Tabelle 15	Übungsspezifische Auswertung Studie 2.	184
Tabelle 16	Trainingsmethodenspezifische Auswertung Studie 2.	185
Tabelle 17	Übersicht der Ergebnisse von Studie 4- Körperzusammensetzung und Sprünge.	202

Tabelle 18	Übersicht der Ergebnisse von Studie 4- Kraft- werte	203
Tabelle 19	Übersicht der Ergebnisse von Studie 4- Mus- kelvolumetrie.	204

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

VO ₂	Volumen der Sauerstoffaufnahme
1-RM	Einer Wiederholungsmaximum
AccAlg	Beschleunigungsdaten-Algorithmus
AMPK	AMP-aktivierte Proteinkinase
ANOVA	Analysis of Variance
CaMK	calcium-calmodulin Kinase
CMJ	Counter Movement Jump
d _{korrr}	Korrigierte Effektstärke nach Klauer (2001)
ECC	exzentrische Kontraktionsform
F-Sc	durch PCA berechneter Ermüdungsfaktor
FFT	Fast Fourier Transformation
GH	Wachstumshormon
H-Reflex	Hoffmann-Reflex
HF	Herzfrequenz
i.d.R.	in der Regel
IGF	Insulinähnliche Wachstumsfaktoren
IGFBP-3	Insulinähnlicher Wachstumsfaktor Bindungsprotein 3
iMVT	isometric Voluntary Torque
KG	Kontrollgruppe
KMO-Kriterium	Kaiser-Meyer-Olkin Kriterium
LED	Licht emittierende Diode
LOA	Limits of Agreement
MEMS	Micro-Electro-Mechanical System
MF	Membership-Funktion

MI	Multiple Imputation
MRT	Magnetresonanztomographie
mTOR-C1	mammalian target of rapamycin
PCA	Principal Component Analysis (Hauptkomponentenanalyse)
PosAlg	Positionsdaten-Algorithmus
RFD	Rate of Force Development
RM	Wiederholungsmaximum
ROC	Receiver Operating Characteristic
ROI	Region of Interest
ROM	Range of Motion
RPE	Rating of Perceived Exertion
RTD	Rate of Torque Development
sEMG	Oberflächen-EMG
SJ	Squat Jump
TST	Testosteron
TUT	time under tension

VORBEMERKUNGEN ZUR ARBEIT

Ein Großteil der Daten für diese Arbeit wurde im Rahmen eines vom Bundesministerium für Wirtschaft und Energie, im ZIM-Förderprogramm (KF2535202), geförderten Projektes erhoben. Diese Projektform beinhaltet die Kooperation mit einem deutschen Unternehmen zur Erzielung eines Vorteils für dieses Unternehmen auf dem deutschen und internationalen Markt. Ziel des Projektes war es, eine für den Endverbraucher zu nutzende Uhr zu entwickeln, die während des Krafttrainings zur Trainingsprotokollierung und -steuerung eingesetzt werden kann. Der Kooperationspartner, Sigma Elektro GmbH, hat hierbei die Arbeitspakete zur Entwicklung der Hardware bearbeitet, während am Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft der Universität Stuttgart, die in dieser Arbeit vorgestellten Teilbereiche erarbeitet wurden. Auf Grund dieser Kooperation war der Inhalt dieser Arbeit an gewisse Rahmenbedingungen gebunden, sodass teilweise Kompromisse in der Umsetzung rein wissenschaftlicher Parameter eingegangen werden mussten. So wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Algorithmus zur Bestimmung von Trainingsparametern anhand von Beschleunigungsdaten entwickelt. Dabei wäre die Nutzung einer Sensorkombination, wie in handelsüblichen Inertialsensoren realisiert, deutlich vorteilhafter, da hierdurch vielfältige Probleme der Einzelnutzung von Beschleunigungssensoren relativ einfach behoben werden können. Jedoch wurde ein Sensorfusionsansatz vom Kooperationspartner auf Grund des höheren Platzbedarfes, höherer Kosten und Stromverbrauchs sowie der

dann erforderlichen Rechenleistung abgelehnt. Zudem war vor allem das letzte Arbeitspaket, die Entwicklung und Validierung der Trainingssteuerung, an die Zusammenarbeit mit dem Kooperationspartner gebunden, da in diesem Arbeitspaket eigentlich eine Zusammenführung von Hard- und Softwareentwicklung geplant war, die Probanden also mit einem Prototypen trainieren sollten, der bereits alle Funktionen der vorher erarbeiteten Forschungsergebnisse implementierte. Leider kam es auf Seiten des Kooperationspartners zu erheblichen zeitlichen Verzögerungen im Projektablauf, sodass dieses Ziel nicht erreicht werden konnte. Daher ist die Umsetzung der Trainingssteuerung in dieser Arbeit eine reine Konzeptevaluation, d.h. dass keine, wie ursprünglich geplante, Gesamtvalidierung des Systems möglich war, sondern nur der Teilbereich Trainingssteuerung untersucht werden konnte. Weiterhin bestand die Vorgabe, vor allem für den Endbenutzer relevante Parameter in die Trainingsprotokollierung aufzunehmen. Daher wurde hier der Hauptfokus in Entwicklung und Validierung gesetzt, weshalb bei manchen erhobenen Parametern noch ein Entwicklungspotential hinsichtlich der wissenschaftlichen Validität vorhanden bleibt. Dennoch ist es mit dem, in dieser Arbeit vorgestellten Ansatz möglich, Krafttraining auf wissenschaftlich abgesichertem Niveau zu protokollieren und zu steuern, sodass die Hauptzielstellung des Projektes von universitärer Seite erfüllt werden konnte.

1.1 METHODISCHER AUFBAU DER ARBEIT

Die vorliegende Arbeit beginnt mit einer Aufarbeitung des aktuellen Forschungsstandes zum Thema Training und der Modellbildung zur Beschreibung sportlichen Trainings. Hier wird vornehm-

lich auf die Besonderheiten des Krafttrainings hinsichtlich der Trainingsformen und Spezifik des Trainingsreizes eingegangen. Ziel dieser Arbeit ist die Quantifizierung des Krafttrainings zu verbessern. Zunächst werden die verschiedenen Formen und Möglichkeiten der Trainingsquantifizierung im Ausdauer- und Krafttraining aufgeführt. Anschließend werden technologische Ansätze zur Quantifizierung von auf dem Sportartikelmarkt erhältlichen Produkten sowie aus der sportwissenschaftlicher Forschung vorgestellt. Aus den genannten Teilen wird die Problemstellung noch einmal spezifiziert sowie die Forschungs- und Leitfragen dieser Arbeit definiert.

Der Methodikteil beginnt mit einer Beschreibung der verwendeten Mess- und Auswerteverfahren, die für das weitere Verständnis der Arbeit von besonderer Relevanz sind. Darauf folgt der eigentliche Methodik- und Ergebnisteil. Dabei stellt diese Arbeit eine konzeptionelle Besonderheit dar, da sie nicht als reine empirische, theoretische oder Entwicklungsarbeit bezeichnet werden kann. Der Methodikteil und die verschiedenen Entwicklungen zum Endergebnis der Arbeit können in drei große Arbeitspakete eingeteilt werden, weshalb jeder Teilbereich eine eigene Methodik, Ergebnisbeschreibung und Diskussion enthält. Für die einzelnen Fragestellungen werden spezifisch die Studien zu dieser Fragestellung bezüglich der Methodik und den Ergebnissen beschrieben und diese anschließend diskutiert.

Abschließend erfolgt eine Gesamtdiskussion, die alle Fragestellungen kombiniert und eine Gesamtbewertung der Arbeit im Kontext des aktuellen Wissensstands und anderer Arbeiten vornimmt. Hier sollen zudem Potentiale für den Leistungssport sowie die sportwissenschaftliche Forschung im Krafttraining aufgezeigt werden.

Teil I

EINLEITUNG UND FORSCHUNGSSTAND

TRAINING

In Sportpraxis und Sportforschung stellt die Erfassung des Trainings auf Belastungs- und Beanspruchungsebene Trainer und Wissenschaftler vor große Herausforderungen. So sind Trainer und Athleten immer bemüht, Trainingsdokumentationen und -pläne möglichst sorgfältig und individuell zu gestalten. Oft wird aber vor allem für die Trainingsdokumentation nur wenig Zeit verwendet, vor allem im Leistungssport. So bleiben eventuell nutzbare Trainingspotentiale verborgen, da eine optimale Trainingsgestaltung nur im Abgleich von Trainingsinhalten und Leistungsentwicklung möglich ist. Die Leistungsentwicklung lässt sich dabei deutlich einfacher erheben als die Trainingsinhalte, vor allem im Krafttraining. Gleiches gilt für wissenschaftliche Krafttrainingsstudien. Gerade in längsschnittlichen Forschungsdesigns ist der Wissenschaftler häufig auf die Trainingsprotokollierung der Probanden angewiesen. Selbst bei hoher Kontrolle ist eine valide Dokumentation hier, sowohl bei Dokumentation durch den Trainer als auch durch den Athleten, aber nur selten zu erreichen (Borresen & Lambert, 2006; Foster et al., 2001). Zudem sind viele, für den Wissenschaftler interessante Trainingsparameter nur schwierig zu messen, vor allem in personell und zeitlich aufwändigen Trainingsstudien. Dies führt dazu, dass viele bisher publizierte Forschungsergebnisse kritisch zu bewerten sind, da Trainingsinhalte zwar angegeben werden, aber unklar ist, was tatsächlich trainiert wurde. Diese Arbeit soll daher einen wichtigen Beitrag für Praxis und Wissenschaft leisten, indem die Trainingsprotokol-

lierung und Steuerung durch ein automatisiertes System ergänzt und dadurch vereinfacht wird. Mit diesem soll es möglich werden, Trainingsinhalte objektiv und reliabel zu protokollieren sowie gewünschte Trainingsformen exakt zu steuern. Dadurch sollen Trainer und Athleten entlastet und wissenschaftliche Studien auf objektiver Datenbasis ermöglicht werden, um eine detailliertere Interpretation und Beschreibung der Methodik und Ergebnisse zu gewährleisten.

Der Begriff „Training“ wird im deutschen und internationalen Sprachgebrauch vielfältig verwendet, weshalb auch die Sportwissenschaft viele Jahre benötigte, um einen klaren Trainingsbegriff zu definieren. Dabei versucht die Trainingswissenschaft einen möglichst ganzheitlichen und umfassenden Begriff zu prägen, der von biologischen Anpassungsprozessen bis hin zu soziologischen Interventionsformen reicht (Hohmann et al., 2007). Die meisten sportwissenschaftlichen Begriffsdefinitionen bezeichnen aber hauptsächlich den sportlichen Prozess, wobei vor allem die Planmäßigkeit und sachorientierte Ausrichtung auf gewisse Trainingsziele (Hohmann et al., 2007; Weineck, 2002) sowie die Systematik (Hohmann et al., 2007) die trainingswissenschaftliche Definition des Begriffs „Training“ charakterisieren. Bei Weineck (2002) wird zudem ein weiterer wichtiger Aspekt des sportlichen Trainings genannt, die hohe Komplexität des Gegenstandes, der zudem noch als dynamisches System betrachtet werden muss (Hohmann et al., 2007) und sich in der Regel durch eine hohe Spezifik auszeichnet (s. Abschnitt 2.2.2).

Ziel dieses Kapitels ist es, verschiedene Aspekte des Trainings im Allgemeinen und des Krafttrainings im Speziellen vorzustellen sowie Probleme in der sportwissenschaftlichen Forschung im Krafttraining aufzuarbeiten.

2.1 TRAININGSMODELLE

Die hohe Spezifik und Komplexität des Trainings erfordert zum besseren Verständnis eine modellhafte Darstellung. Nach Perl et al. (2002) gibt es in der Sportwissenschaft drei unterschiedliche Arten von Modellen: die Modellbildung in der Informatik, der Naturwissenschaft oder der Verhaltenswissenschaft. In allen drei Disziplinen wird der Modellbegriff verwendet, um ein abstraktes Abbild eines Systems zu generieren und dieses zur Diagnose des Systemzustands zu verwenden sowie Prognosen zum Systemverhalten zu erhalten (Perl et al., 2002).

KYBERNETISCHES TRAININGSMODELL

Das kybernetische Trainingsmodell wurde aus einem technischen Regelkreismodell entwickelt, basiert daher auf einem Konzept von Steuerung und Regelung und geht davon aus, dass sich die sportliche Leistung anhand der Stellgröße Trainingsbelastung dosiert steuern lässt (Hohmann et al., 2007). In die trainingswissenschaftliche Modellbetrachtung ist dieses Modell zuerst von Zaciorskij (1971) aus der ingenieurwissenschaftlichen Regeltechnik eingebracht worden (Hohmann et al., 2007). Dabei ist die Verwendung des Begriffes *Trainingssteuerung* eigentlich irreführend. Da es sich, wie in Abb. 1 ersichtlich, um einen ständigen Soll-Ist Vergleich von geplantem und durchgeführtem Training sowie der Leistungsfähigkeit handelt, sind nach DIN 19226 (Deutscher Normenausschuss, 1968) alle Voraussetzungen für einen Regelungsprozess vorhanden. Im deutschen Sprachraum wird dennoch einheitlich der Begriff *Trainingssteuerung* verwendet, weshalb dieser auch in der vorliegenden Arbeit für die Beschreibung einer Regelung des Trainingsprozesses verwendet wird. Die Grundlage des kybernetischen Modells ist die Trainingsplanung, die den Sollwert

des Trainings darstellt. Die Trainingsbelastung wird durch das Stellglied *Trainingsdurchführung* repräsentiert, welche nach dem Modell direkt in der Leistungsfähigkeit des Athleten resultiert. Die Zielvariable oder Regelgröße des Modells muss entsprechend häufig überprüft werden, dies kann durch Trainingskontrollen oder im Wettkampf realisiert werden. Anhand eines Soll-Ist-Vergleichs von Planung und Zielgröße können anschließend Anpassungen im Modell auf Seiten der Trainingsplanung oder direkt in der Trainingsdurchführung vorgenommen werden, um die Leistungsfähigkeit des Athleten zu optimieren (s. Abb. 1).

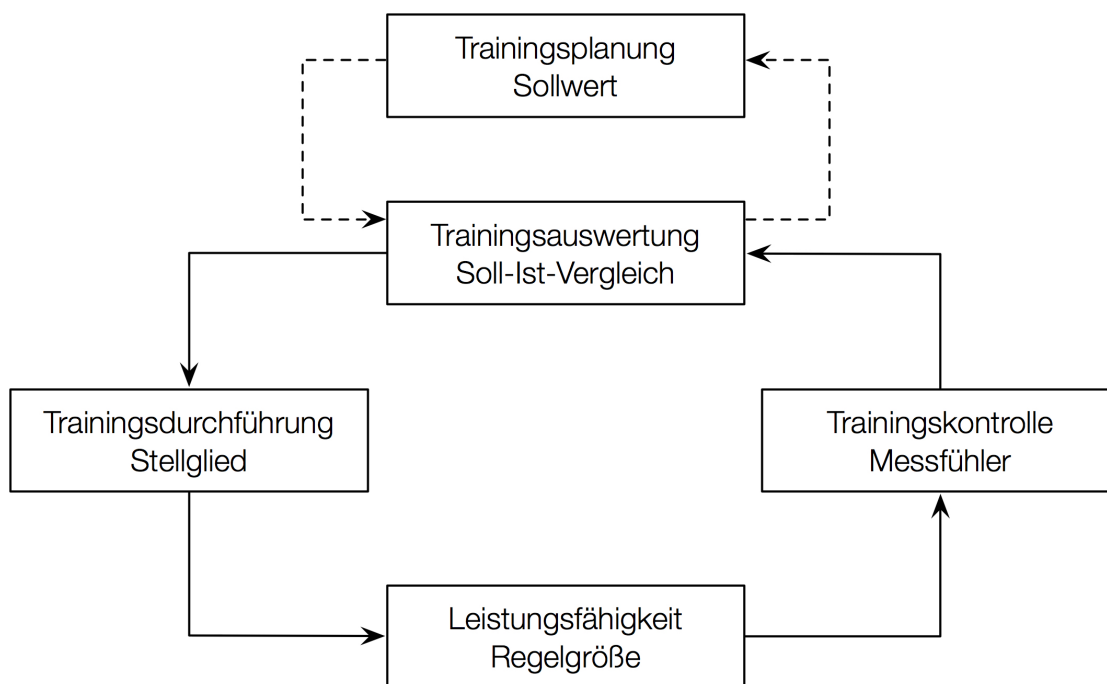


Abbildung 1: Kybernetisches Modell der Trainingssteuerung (mod. nach Hohmann et al. 2007).

Anpassungen sind vor allem dann nötig, wenn von außen Störgrößen auf den Athleten wirken oder sich die Auswirkung einer Steuerung nicht exakt vorhersagen lässt (Schmidt, 2005). Das System ist kurzfristig instabil, durch den Regelungsvorgang wird aber wieder Stabilität erreicht (ebd.). Kritisch am kybernetischen

Modell ist, dass als Grundlage des Modells eine vollständige mathematische Beschreibbarkeit des Systems, ähnlich dem technischen Setting, angenommen wird. Im praktischen Trainingskontext ist dies jedoch nie der Fall, da der Trainingsprozess zum einen eine sehr hohe Komplexität auf Grund verschiedener Einflussfaktoren aufweist (Hohmann et al., 2007), zum anderen die Trainingsbelastung eine nicht genau definierte Veränderung des Systems *Sportler*, den Trainingseffekt, hervorruft. Daher ist mit dem kybernetischen Modell nur eine abstrahierte Beschreibung des Trainingsprozesses möglich.

SYNERGETISCHES TRAININGSMODELL

Noch weiter abstrahiert wird der komplexe Trainingsprozess durch eine synergetische Betrachtung. Konträr zur Kybernetik geht die Synergetik (Haken, 2004, 1977) von einem komplexen System aus, in dem sich die systemische Stabilität quasi selbst erhält, sich das System also selbst organisiert (Hohmann et al., 2007). Die Synergetik wurde laut Hohmann et al. (2007) dazu entwickelt, die Komplexität und Dynamik verschiedener Systeme zu verstehen. Da diese Grundannahme auch für den Trainingsprozess zutreffend ist, ist anzunehmen, dass die synergetische Betrachtung besser zur Beschreibung des Trainings geeignet ist als durch kybernetische Modellierung. Die Synergetik geht weiterhin davon aus, dass keine übergeordnete Kontrollinstanz vorhanden sein muss, um die Ordnung im System aufrecht zu erhalten und unterscheidet sich daher klar vom kybernetischen Modell. Wird das kybernetische Trainingsmodell auf den Trainingsprozess angewendet, werden jedoch Probleme in der Beschreibung deutlich. So lösen spezifische Trainingsreize zwar spezifische Reaktionen aus, jedoch erscheinen diese Reaktionen auf verschiedenen Ebenen, d.h. es finden Anpassungen in verschiedenen biologischen Strukturen statt

(Hohmann et al., 2007). Toigo (2006a) entwickelte ein an das synergetische Konzept angelehntes Modell mit deutlich ausdifferenzierteren Modellebenen. Dieses Modell basiert eher auf Überlegungen zu den durch den Trainingsreiz ausgelösten Signalwegen, die zu einer Veränderung des Systems und zum funktionellen bzw. klinischen Trainingseffekt führen. Dabei werden bereits viele strukturelle Einflussfaktoren definiert, die letztendlich die Ausgabe des Modells, die sportliche Leistungsfähigkeit definieren. Eine Kombination des Modells von Toigo (2006a) sowie des synergetischen Trainingsmodells nach von Foerster (1988) findet sich in Abb. 2.

BELASTUNGS-BEANSPRUCHUNGSMODELL

Schnabel et al. (2009) definieren ein weiteres Trainingsmodell, das Belastungs-Beanspruchungsmodell. Hier wird davon ausgegangen, dass die Trainingsbelastung eine Kombination aus Art und Größe der planmäßigen Einwirkung auf den Organismus darstellt. Diese Belastung führt zur Beanspruchung des Sportlers und seiner Funktionssysteme (Schnabel et al., 2009). Je nach Leistungsvoraussetzungen kann die individuelle Auswirkung gleicher Belastungen, also die Beanspruchung des einzelnen Athleten, sehr unterschiedlich ausfallen. Zudem beschreiben Schnabel et al. (2009) einen gesetzmäßigen Zusammenhang von Belastung, Beanspruchung und Leistungsentwicklung, dieser ist in Abb. 3 ersichtlich. Dem Modell zu Folge, führt nur die methodisch richtig gewählte Trainingsbelastung zur gewünschten Beanspruchung und daher zur gewünschten Leistungsentwicklung (ebd.). Daher sei es unumgänglich, regelmäßige Kontrollen der sportlichen Leistung in der Leistungsdiagnostik sowie realisierte Trainingsbelastungen- und -beanspruchungen zu erfassen und mit den Trainingsvorgaben zu vergleichen (Schnabel et al., 2009).

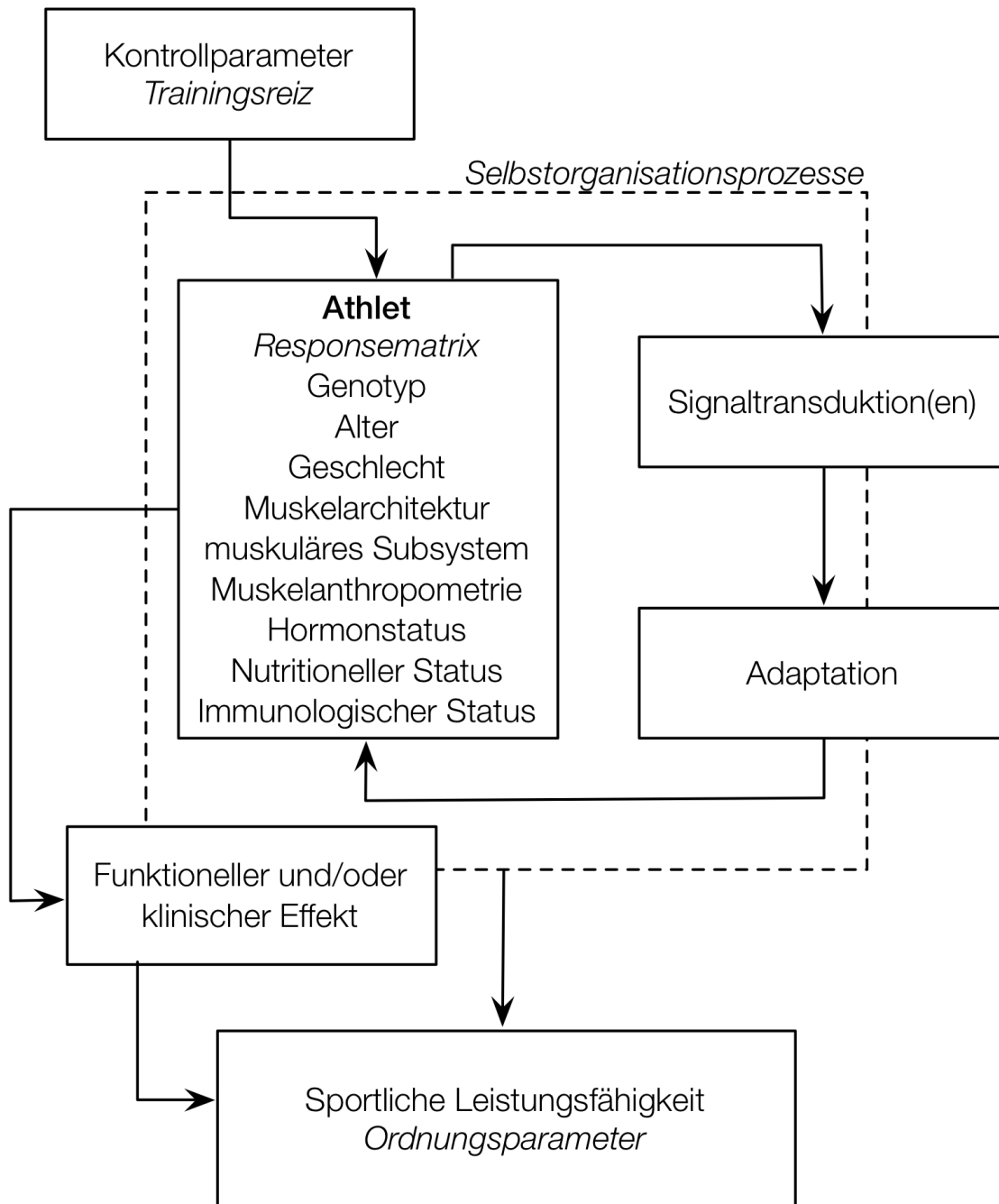


Abbildung 2: Integriertes Modell des Trainingsprozesses modifiziert nach den Modellen von Toigo (2006a) und von Foerster (1988).

2.2 KRAFTTRAINING

Die Kraftfähigkeit im Allgemeinen hängt von verschiedenen Eigenschaften der Muskulatur und des neuro-muskulären Systems

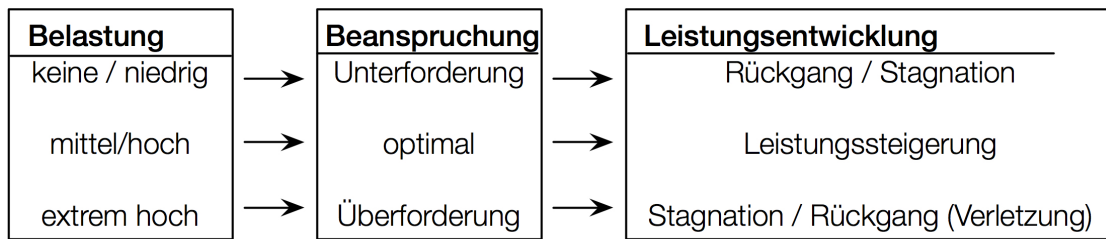


Abbildung 3: Belastungs-Beanspruchungs-Leistungsentwicklungsmodell nach Schnabel et al. (2009).

ab. Die Muskelkraft ist dabei primär vom physiologischen Querschnitt abhängig (Hohmann et al., 2007), während aber auch die willkürliche Aktivierungsfähigkeit in Form der inter- und intramuskulären Koordination eine entscheidende Rolle für die messbare Kraft spielt (ebd.). Zudem ist auch die Fasertypenverteilung für Kraft- und Kraftausdauerleistung maßgeblich (Schiaffino, 2010). Für ausdauernde Krafterleistungen spielt zudem die Versorgung der Muskulatur mit Stoffwechselprodukten (Kapillarisation) eine Rolle (Campos et al., 2002). Die genannten Punkte stellen Optimierungspotentiale für die gewünschte Zielbewegung dar. Diese sollen in einem zielgerichteten Krafttraining angesprochen und ausgeschöpft werden.

2.2.1 Trainingsformen

Je nachdem, welche Kraftfähigkeit trainiert werden soll, gibt es unterschiedliche Trainingsformen, um eine optimale Anpassung zu erreichen. In der Vergangenheit wurden hier vielfältige Konzepte entwickelt (Bloomer & Ives, 2000; Bird et al., 2005; Kraemer et al., 2009). In diesem Abschnitt soll daher eine evidenzbasierte Beschreibung der gängigsten Trainingsformen erfolgen. Diese basiert auf den Ergebnissen der Analyse der aktuellen Krafttrainingsliteratur und daraus abgeleiteten Empfehlungen von Krae-

mer et al. (2009). Neben den hier beschriebenen klassischen Trainingsformen gibt es noch vielfältige spezielle Trainingsformen z.B. im Bodybuildingbereich. Hierauf soll aber, auf Grund der geringen Relevanz für diese Arbeit, nicht näher eingegangen werden; ein detaillierter Überblick über diese Krafttrainingsformen findet sich bei Wirth (2004, S. 47-61).

IK-TRAINING

Intra- und Intermuskuläres Koordinationstraining (IK-Training) hat als primäres Ziel, die Maximalkraft zu erhöhen. Hierbei werden klassisch hohe Gewichte (90-100% 1-RM) mit wenigen Wiederholungen bewegt, da die Maximalkraft auf der Rekrutierungs- und Frequenzierungsebene, also der neuronalen Komponente der Maximalkraftfähigkeit verbessert werden soll (Hohmann et al., 2007; Schnabel et al., 2009). Es zeigt sich aber, dass gerade bei wenig trainierten Menschen bereits 60% des 1-RM ausreichen, um hohe Effektstärken bezüglich der Steigerung der Maximalkraftfähigkeit zu erreichen (Rhea et al., 2003). Nach Kraemer et al. (2009) ist zudem eine Variation der Trainingsgewichte vorteilhaft, um möglichst große Maximalkrafteffekte zu erreichen. Hier empfehlen die Autoren 60-70% 1-RM mit 8-12 Wiederholungen für Krafttrainingsanfänger und 80-100% 1-RM mit wechselnden Intensitäten für fortgeschrittene Athleten. Wird hingegen nur mit einem spezifischen Wiederholungsmaximum trainiert, empfehlen Kraemer et al. (2009) die Steigerung um 2-10%, wenn die gewünschte Wiederholungszahl in zwei aufeinander folgenden Trainingseinheiten übertroffen wird. Bezüglich der Anzahl an Trainingssätzen wird von Kraemer et al. (2009) für Krafttrainingsanfänger eine Satzzahl von 1-3 Sätzen pro Übung als optimal betrachtet. Bei fortgeschrittenen Sportlern ist die Evidenz bezüglich der Satzzahl nicht so deutlich, hier wird eine systematische Variation des Trai-

ningsvolumens empfohlen. Für IK-Training sollen möglichst freie Übungen und Maschinen-Übungen kombiniert werden, wobei für fortgeschrittene Athleten ein eher freies Training bevorzugt wird (Kraemer et al., 2009). Die Pausenlänge sollte dabei zwischen 2-3 Minuten betragen, vor allem für die mehrgelenkigen Hauptübungen (z.B. Bankdrücken oder Kniebeuge) (ebd.). Ein großes Diskussionsthema ist neben der Pausenlänge auch immer die Geschwindigkeit der Bewegungen. Hier reicht das Spektrum von betont langsam bis explosiv. Nach Kraemer et al. (2009) ist nach dem aktuellen Wissensstand eine langsame bis moderate Bewegungsgeschwindigkeit für Anfänger und Fortgeschrittene optimal. Für das Training von krafttrainingserfahrenen Athleten wird aber eine an die Intensität angepasste Bewegungsgeschwindigkeit empfohlen, mit maximal schneller konzentrischer Bewegungsphase (ebd.). Bezüglich der Trainingshäufigkeit empfehlen die Autoren eine Anzahl von 2-3 Ganzkörpertrainingseinheiten für wenig erfahrene Athleten. Allerdings lassen sich hier in der Literatur auch je nach Leistungsstufe deutlich mehr Trainingseinheiten pro Woche finden (-6 TE/Woche, ebd.). Dabei werden aber häufig sogenannte Split-Trainings, also die Aufteilung der Einheiten auf bestimmte Muskelgruppen durchgeführt (ebd.). Für Eliteathleten und Bodybuilder wird eine Trainingshäufigkeit von 1-2 TE pro Tag und 4-5 TE pro Woche empfohlen (Kraemer et al., 2009).

HYPERTROPHIETRAINING

Das Hypertrophietraining hat zum Ziel, das Muskelwachstum in Länge und Breite (longitudinale und radiale Hypertrophie) zu optimieren. Wie es physiologisch zur Hypertrophie kommt und durch welche Faktoren diese bedingt ist, ist bisher noch nicht eindeutig geklärt (Schoenfeld, 2013, 2010). Dabei zählt das Hypertrophietraining ebenfalls zum Maximalkrafttraining (Schnabel et al.,

2009), da eine Vergrößerung des physiologischen Querschnitts auch zu mehr Kraftfähigkeit führt. Viele Studien zum Hypertrophietraining verwenden relativ hohe Lasten, ein hohes Trainingsvolumen sowie kurze Satzpausen, was in einer erhöhten Ausschüttung von trainingswirksamen Hormonen (Crewther et al., 2006) und Laktat (Crewther et al., 2006) resultiert. Aus einer Vielzahl von Studien leiten Kraemer et al. (2009) eine optimale Trainingsintensität von 70-85% 1-RM mit 8-12 Wdh pro Satz (1-3 Sätze) für Krafttrainingsanfänger und -fortgeschrittene ab. Für Eliteathleten wird eine Intensität von 70-100% des 1-RM mit 1-12 Wdh und 3-6 Sätzen empfohlen (ebd.). Hierbei sollte aber die Mehrzahl der Trainingseinheiten im Bereich des 6-12 RM (Wiederholungsmaximum), weniger im Bereich 1-6 RM durchgeführt werden (ebd.). Die Auswahl der Übungen soll im Hypertrophietraining ähnlich dem IK-Training erfolgen, also eine Kombination von ein- und mehrgelenkigen Übungen integrieren. Für die Pausendauer geben Kraemer et al. (2009) 1-2 Minuten als optimal an, wobei für die Bewegungsgeschwindigkeit wieder gleiche Vorgaben wie für das IK-Training gemacht werden. Bezüglich der Trainingshäufigkeit empfehlen die Autoren 2-3 TE pro Woche für Anfänger, 4 TE pro Woche für Fortgeschrittene und die Durchführung eines Split-Trainings. Für Eliteathleten, werden 4-6 TE pro Woche ebenfalls mit Split-Training empfohlen, um ein hohes Trainingsvolumen für jede Muskelgruppe zu ermöglichen (Kraemer et al., 2009). Ein aktuelles Forschungsthema zum Hypertrophietraining ist zudem das sogenannte Okklusionstraining. Hierbei wird der Blutfluss vom und zum trainierten Muskel kurzzeitig gestaut, sodass eine stärkere Ansammlung von Blut und somit hypertrophierelevanten Stoffwechselprodukten länger im Muskel verbleibt (Loenneke et al., 2011). Hierbei konnten beim Training mit geringen Lasten gleiche oder bessere Trainingseffekte als beim klassischen

Hypertrophietraining erreicht werden (Loenneke et al., 2011, 2012; Manimmanakorn et al., 2013). Allerdings sind die hypertrophieinduzierenden Mechanismen noch unklar (Loenneke et al., 2012; Manimmanakorn et al., 2013).

SCHNELLKRAFTTRAINING

Die Fähigkeit schnell, viel Kraft zu produzieren, ist sowohl im Alltag als auch in vielen Sportarten von essentieller Bedeutung. Zwar wird diese Fähigkeit auch durch die Maximalkraftmethoden verbessert, allerdings wird ein großer Anteil der konzentrischen Bewegungsphase für das Abbremsen des Gewichts benötigt (24-51%, Kraemer et al. (2009)). Es hat sich daher gezeigt, dass die Bewegungsgeschwindigkeit und das Trainingsgewicht so gewählt werden sollten, dass eine maximal schnelle Beschleunigung des Trainingsgewichts über den gesamten ROM vorteilhaft für die Schnellkraftfähigkeit ist (ebd.). So konnte bei einem Training mit Squat Jumps mit leichten Zusatzlasten (30% 1-RM) im Vergleich zu einem klassischen Krafttraining höhere Trainingseffekte erzielt werden (Wilson et al., 1993). Bezüglich der Übungsreihenfolge haben sich mehrgelenkige Übungen als besonders vorteilhaft für das Schnellkrafttraining gezeigt (Kraemer et al., 2009). Die Autoren empfehlen 1-3 Sätze mit leichten bis mittleren Zusatzlasten. Dabei sollen bei Übungen für die Oberkörpermuskulatur 30-60% 1-RM, für die unteren Extremitäten 0-60% des 1-RM als Trainingsgewicht gewählt und 3-6 Wiederholungen durchgeführt werden. Dabei könne die Schnellkraftleistung sowohl durch hohe Lasten (85-100% 1-RM) als auch durch explosive Kontraktionen mit den genannten Intensitäten gesteigert werden; eine optimale Anpassung erfolge bei periodisierter Variation dieser Belastungsbereiche (Kraemer et al., 2009). Eine weitere Möglichkeit, die Intensität eines Schnellkrafttrainings zu steuern, ist die Bestimmung der

Muskelleistungsschwelle (Pampus, 1992). Hier wird das Trainingsgewicht gewählt, das mit maximalem Bewegungsimpuls bewegt werden kann.

Die Pausenlänge sollte im Schnellkrafttraining so gewählt werden, dass eine optimale technische Ausführung und somit maximale Bewegungsqualität erreicht werden kann. Somit werden mindestens 2-3 Minuten Pause zwischen den Sätzen empfohlen (Kraemer et al., 2009). Für die Trainingshäufigkeit werden gleiche Empfehlungen wie für die Maximalkraftmethoden ausgesprochen. Es hat sich zudem gezeigt, dass sich mit einer Kombination von sensorischem Training mit einem hoch-intensiven Krafttraining eine Verbesserung der RFD (rate of force development) und Maximalkraft erreichen lässt. Dies allerdings nur, wenn das sensomotorische Training vor dem Maximalkrafttraining durchgeführt wird (Bruhn et al., 2006).

KRAFTAUSDAUERTRAINING

Der Begriff *Kraftausdauertraining* beschreibt ein Krafttraining mit geringen Lasten und vielen Wiederholungen. Dabei werden allerdings nur Wiederholungen mit Lasten $>30\%$ 1-RM als Kraftausdauertraining definiert, darunter liegenden Lasten werden eher als Ausdauerleistung klassifiziert (Hohmann et al., 2007). Um die lokale Kraftausdauerleistung zu verbessern, ist ein hoher metabolischer Reiz notwendig (Kraemer et al., 2009). Um dies zu erreichen und die Kraftausdauerfähigkeit optimal zu verbessern, sind laut Kraemer et al. (2009) uni- und bilaterale sowie ein- und mehrgelenkige Übungen vorteilhaft. Dazu sollte mit relativ leichtem Gewicht trainiert werden, vor allem für Krafttrainingsanfänger. Hierbei sei aber ein hohes Trainingsvolumen entscheidend, sodass 10-15 bzw. 10-25+ Wdh empfohlen werden (ebd.). Dabei sollte die Pausenlänge an die Intensität angepasst sein. Hier sind 1-2 Minu-

ten Pause zwischen Sätzen mit hohen Wiederholungszahlen (15-20+) und <1 Minute für mittlere Wiederholungszahlen optimal (ebd.). Eine ebenfalls gängige Form des Kraftausdauertrainings ist das Zirkeltraining. Hier empfehlen Kraemer et al. (2009) die Pause nach der Zeit zu richten, die für den Wechsel des Gerätes benötigt wird. Für die Trainingshäufigkeit werden die gleiche Anzahl Trainingseinheiten pro Woche empfohlen wie für das Hypertrophietraining. Die Bewegungsgeschwindigkeit soll, ebenfalls abhängig von der Wiederholungszahl, absichtlich langsam bei geringen Wiederholungszahlen (10-15) und moderat bis schnell für hohe Wiederholungszahlen gewählt werden.

Die in diesem Kapitel beschriebenen Empfehlungen für verschiedene Trainingsformen sind allerdings nur für gesunde Erwachsene gültig. Für ein tieferes Verständnis der akuten und längerfristigen Anpassung an verschiedene Krafttrainingsformen ist es daher notwendig, die spezifischen Reaktionen des Körpers abhängig vom Trainingsreiz und Phänotyp des Athleten zu betrachten.

2.2.2 *Spezifik des Trainingsreizes*

Im Krafttraining wie auch in anderen Trainingsformen ist die Art der Anpassung abhängig von der Art des Trainingsreizes. Zwar können spezifische Anpassungen auch auf allgemeiner Ebene Wirksamkeit zeigen, jedoch hängt die Art der Anpassung immer mit der Trainingsgestaltung und den personellen Faktoren des Sportlers zusammen, was in trainingswissenschaftlichen Studien sowie der Leistungssportpraxis zu berücksichtigen ist. Wie bereits in Abschnitt 2.2.1 beschrieben, ist die Varianz an krafttrainingsspezifischen Reizen sehr hoch. Somit gibt es eine Vielzahl an Variati-

onsformen des Trainings, die zu unterschiedlichen oder vergleichbaren Ergebnissen kommen. Auch die Ernährung sollte für die Interpretation von Krafttrainingseffekten und die akuter Reaktionen auf Krafttrainingsreize betrachtet werden. In diesem Bereich gibt es allerdings sehr viele unterschiedliche Nährstoffe, die beschrieben werden könnten. Eine vollständige Betrachtung erscheint an dieser Stelle nicht zielführend. Ein Überblick mit aktuellen Empfehlungen zur sportlichen Ernährung auch im Krafttraining findet sich z.B. bei Rodriguez et al. (2009).

EINFLUSS DER PAUSEDAUER

Ein Faktor, der häufiger Gegenstand von wissenschaftlichen Untersuchungen ist, ist die Pausendauer zwischen den Trainingssätzen oder Übungen. Hier wurden Veränderungen hinsichtlich der hormonellen und metabolischen Reaktion, Kraftentwicklung und der Morphologie des Muskels untersucht. So fanden Buresh et al. (2009) eine gesteigerte hormonelle Reaktion von Cortisol und Testosteron bei kurzen Pausen im Hypertrophietraining in der ersten Woche des Trainings. Dieser Effekt wurde aber bereits ab der fünften Trainingswoche deutlich reduziert. Der Muskelquerschnitt nahm in dieser Studie bei den Probanden mit längerer Pause deutlicher zu als mit kurzer Satzpause. Bezüglich der Pausenlänge werden bei größerer Pausenlänge auch mehr mögliche Wiederholungen innerhalb der Sätze erreicht (de Salles et al., 2009). Auch de Souza et al. (2010) fanden ein größeres Gesamttrainingsvolumen bei längeren Pausen. Allerdings wurde hier kein signifikanter Unterschied zwischen langen und kürzer werdenden Pausen über die Trainingsintervention hinsichtlich des Trainingseffekts gefunden. Der Zusammenhang von Pausendauer und Trainingsvolumen wird auch von Evangelista et al. (2011) beschrieben. Die Autoren fanden keinen Einfluss auf die Kreatin-Kinase

Aktivität. Farinatti & Castinheiras Neto (2011) untersuchten den Einfluss der Pausenlänge auf die VO_2 -Kinetik. Hier hatte vor allem die eingesetzte Muskelmasse einen wesentlichen Einfluss, sodass für Übungen mit großer Muskelmasse längere Pausen zur Vermeidung von vorzeitiger Ermüdung empfohlen wurden. Die subjektive Einschätzung der Trainingsintensität hängt ebenso von der Pausendauer ab. Hardee et al. (2012) fanden einen inversen Zusammenhang zwischen Pausendauer und der subjektiven Erschöpfungswahrnehmung (RPE-Wert (Rating of Perceived Exertion), s. Abschnitt 3.1). Piirainen et al. (2011) untersuchten eine herzfrequenzbasierte (HF) Steuerung der Pausenlänge und fanden höhere Trainingseffekte bei der Interventionsgruppe. Dabei resultierte die HF-gestützte Steuerung in geringerer Pausenlänge als bei der Kontrollgruppe.

EINFLUSS DES BEWEGUNGSUMFANGS

Bezüglich des Bewegungsumfangs, häufig als *Range of Motion* (ROM) bezeichnet, haben Pinto et al. (2012) einen höheren Kraftzuwachs für das Training mit maximalem ROM im Vergleich zu Training mit partiellem ROM gefunden. Die Zunahme an Muskelquerschnitt war dabei aber bei beiden Gruppen ähnlich. Toigo (2006b) empfehlen Training mit dem maximalen ROM, um Verletzungen durch kurzfristige exzentrische Kontraktionen vorzubeugen. Bei Training mit dem maximalen ROM werde der Muskel auf gesamter Länge gereizt, baue somit Sarkomere in Serie an und erhalte dadurch Kraftfähigkeit und Flexibilität in allen Gelenkwinkeln (Butterfield et al., 2005). Durch einen größeren Anteil an exzentrischem Training wäre zudem eine zusätzliche Dehnung des Muskels überflüssig (Toigo, 2006a).

ALTER UND TRAININGSZUSTAND DES SPORTLERS

Auch das Alter des Athleten hat einen Einfluss auf die Ausprägung des Trainingsreizes. So zeigten jüngere Athleten durchweg eine höhere Laktatausschüttung als Reaktion auf vergleichbare Trainingsreize (Crewther et al., 2006). Anders als das Laktat ist die Testosteron (TST)-Ausschüttung bei jüngeren Athleten geringer als bei Älteren (Crewther et al., 2006). Beim Wachstumshormon (GH) zeigen junge Athleten hingegen eine höhere Ausschüttung als ältere, wobei Senioren kaum noch eine GH-Ausschüttung als Reaktion auf Krafttraining aufweisen (ebd.). Ein ähnliches, altersabhängiges Verhältnis zeigt sich auch für die insulinähnlichen Wachstumsfaktoren (IGF) und Cortisol (Crewther et al., 2006) mit höherer Ausschüttung bei jüngeren Sportlern (Toigo, 2006b).

Als weiterer Faktor muss der Trainingszustand betrachtet werden. Hier zeigt sich, dass die Testosteronausschüttung bei krafttrainingserfahrenen Sportlern höher ist, also die Sensitivität des Körpers auf Krafttrainingsreize hinsichtlich der Testosteronausschüttung steigt (Crewther et al., 2006). Dabei spielt auch die Art des zurückliegenden Trainings eine Rolle. Hat der Sportler eher ausdauerorientiert trainiert, ist die TST-Ausschüttung nicht so hoch wie bei krafttrainingserfahrenen oder untrainierten Personen (Tremblay et al., 2004). Während die TST-Reaktion abhängig vom Trainingszustand scheint, ist der Kenntnisstand zum GH nicht so eindeutig. Hier berichten Crewther et al. (2006), dass teilweise höhere Ausschüttungen von GH bei Untrainierten vorzufinden sind. Allerdings gibt es auch Studienergebnisse, die keine Abhängigkeit der Ausschüttung vom Trainingszustand zeigen (ebd.). Zudem wird diskutiert, ob GH überhaupt einen Einfluss auf die muskuläre Hypertrophie hat (Loenneke et al., 2011). Für IGF-1 deutet die Studienlage auf eine Unabhängigkeit der IGF-1 Produktion vom Trainingsstatus hin (Crewther et al., 2006). Wird zusätzlich die

metabolische Reaktion auf vergleichbare Trainingsreize von trainierten und untrainierten Sportlern betrachtet, sind die Studienergebnisse ebenso different. So wurden in mehreren Studien größere Laktatkonzentrationen von trainierten Athleten festgestellt (Crewther et al., 2006; Brown et al., 1990; Stone et al., 1987). Allerdings wurde in diesen Studien nicht für die größere Muskelmasse korrigiert, sodass hier unklar ist, ob der Trainingsstatus oder die Muskelmasse entscheidend für die Ausschüttung von Laktat waren (Crewther et al., 2006). Crewther et al. (2006) mutmaßen, dass neben der Muskelmasse auch psychologische Komponenten, also z.B. die Trainingserfahrung hinsichtlich der Schmerztoleranz eine Rolle spielen; sich die trainierten Athleten also stärker ausbelasten können als Untrainierte. Daher sei die Interpretation von derartigen Studien auch auf Grund der teilweise nicht eindeutigen Beschreibung der Stichprobe schwierig.

EINFLUSS DER ERMÜDUNG

Eine weitere Möglichkeit der Ausdifferenzierung des Trainingsreizes ist die Integration von ermüdenden Kontraktionen in die Trainingsplanung und -durchführung. Training bis zum muskulären Versagen, also bis zur Unfähigkeit, das Trainingsgewicht über den gesamten ROM zu überwinden, ist aus theoretischer Sicht vorteilhaft, da alle Muskelfasertypen in mit der Ermüdung zusammenhängender Reihenfolge rekrutiert werden (Hennemann, 1974). Folglich, wenn möglichst alle erreichbaren Muskelfasern während des Trainings rekrutiert werden sollen, muss bis zum muskulären Versagen trainiert werden (Toigo, 2006b). Zudem kann durch den höheren mechanischen Reiz eine größere trainingswirksame Mikroschädigung des Muskels erreicht werden, die theoretisch zu größeren Hypertrophieanpassungen führen müsste. Jedoch ergeben aktuelle Studien, dass ein Training bis zur Ermüdung keine

ultimative Voraussetzung für optimale muskuläre Anpassungen darstellt. So zeigten Folland et al. (2002), dass ein weniger intensives Training nach einer Trainingsdauer von neun Wochen zu gleichen Ergebnissen führt wie ein intensives Krafttraining. Izquierdo et al. (2006) verglichen ermüdendes mit nicht ermüdendem Training während 16 Wochen Krafttraining. Bei der ermüdend trainierenden Trainingsgruppe wurde eine signifikante Veränderung des Körpergewichts gefunden. Bezüglich der Maximalkraftparameter konnte in dieser Studie kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden. Allerdings konnte die ermüdend trainierende Gruppe eine größere Verbesserung der Anzahl an Wiederholungen mit 75% des 1-RM (Bankdrücken) erreichen als die nicht ermüdend trainierende Gruppe. Für die Kniebeuge konnte wiederum kein Gruppenunterschied festgestellt werden. Allerdings zeigte die nicht-ermüdend trainierende Gruppe eine signifikante Verbesserung der Schnellkraftleistung mit 60%-1RM. In der benannten Studie wurden zudem hormonelle Reaktionen auf das Krafttraining überwacht. Hier zeigte die nicht-ermüdend trainierende Gruppe eine größere Steigerung der Testosteronkonzentration im Serum an zwei Messzeitpunkten. Bezüglich der IGF-Reaktion waren die Ergebnisse differenziert. Hier zeigte die ermüdend trainierende Gruppe eine Reduktion des IGF-1 im Serum, während IGFBP-3 (insulinähnlicher Wachstumsfaktor Bindungsprotein 3) im Vergleich zur nicht-ermüdend trainierenden Gruppe höher war. Die Autoren mutmaßen, dass ermüdendes Training daher eine Erhöhung der Kraftausdauerfähigkeit ermöglicht, während nicht-ermüdendes Krafttraining zu einer höheren Schnellkraftleistungsfähigkeit führt (Izquierdo et al., 2006).

EINFLUSS DER KONTRAKTIONSFORM

Als weiterer Einflussfaktor auf die Ausprägung des Trainingsreizes muss die Kontraktionsform betrachtet werden. Buitrago et al. (2011) verglichen vier unterschiedliche Kontraktionsmodi hinsichtlich der Reaktion auf metabolischer Ebene und der Sauerstoffaufnahme. Hier zeigte eine maximal schnelle konzentrische Bewegung (dabei 1s isometrisch, 1s exzentrisch) den höchsten Sauerstoffbedarf. Auf die Laktatausschüttung hatte aber die Verteilung der Kontraktionsformen keinen signifikanten Einfluss. Auch Garma et al. (2007) fanden keine veränderte metabolische Reaktion bei Ratten, wenn nur die Kontraktionsform in einem Muskeltraining variiert wurde. In einer Meta-Analyse von Roig et al. (2009) wurde konzentrisches mit exzentrischem Training verglichen. Hier zeigte das exzentrische Training eine höhere Anpassung der Muskulatur, als rein konzentrisches Training. Dabei wurden aber die exzentrischen Muskelaktionen häufig auch mit höheren Trainingsintensitäten realisiert, als die rein konzentrischen. Parr et al. (2009) konnten für ein exzentrisch-isotonisches Training eine stärkere Beeinflussung muskulärer Funktion nach einer Trainingseinheit feststellen. Hier wurde das exzentrische mit konzentrisch-exzentrischem Training verglichen. Die konzentrisch-exzentrische Trainingsform zeigte dabei keine negative Beeinflussung der muskulären Funktion (Kraft und ROM).

Neben den bereits genannten Einflussfaktoren scheint auch die Art der Übungsausführung zu veränderten körperlichen Reaktionen auf das Training zu führen. Shaner et al. (2014) verglichen maschinenbasiertes Training mit freien Übungen und fanden höhere hormonelle Reaktionen in allen untersuchten Parametern (Testosteron, GH und Cortisol) für die freien Übungen beim Vergleich von Beinpresse und Kniebeuge.

EINFLUSS DES TRAININGSGEWICHTS

Abschließender, aber hauptsächlich entscheidender Faktor für die Trainingswirkung ist das Trainingsgewicht, i.d.R. abhängig vom individuellen 1-RM angegeben. Eine Abhängigkeit der Anzahl an möglichen Wiederholungen vom Gewicht wird von mehreren Autoren beschrieben (Brzycki, 1993; Buitrago et al., 2011). Abhängig von der Wiederholungszahl ist aber auch die time under tension innerhalb des Satzes kürzer für höhere Lasten. Die Summe an bewegtem Gewicht nimmt ebenso mit zunehmender Wiederholungszahl zu (Buitrago et al., 2011). Die mögliche Bewegungsgeschwindigkeit ist ebenfalls abhängig vom Gewicht, sodass bei hohen Lasten keine hohen Bewegungsgeschwindigkeiten erreicht werden können. Zur Veränderung weiterer mechanischer Parameter durch gesteigerte Trainingslast findet sich ein umfangreicher Überblick bei Crewther et al. (2005). Bezüglich der Stoffwechselreaktion beschreibt Crewther et al. (2006) das höchste Maß an GH und Cortisol-Ausschüttung für Hypertrophie-Training. Auch die Laktatkonzentration ist nach und während Hypertrophietraining am höchsten. Schnellkrafttraining und Hypertrophietraining produzieren ähnlich viel Testosteron, während IK-Training hier eine geringere Ausschüttung zeigt (ebd.). Schnellkrafttraining zeigt bei GH, IGF-1 und Insulin kaum Veränderungen, während eine geringe Menge an Cortisol ausgeschüttet wird. Bei IK-Training ist die höchste Ausschüttung von IGF-1 zu beobachten, Insulin und Cortisol werden kaum produziert (ebd.).

Wie bis hierhin gezeigt, ist die Reaktion des Körpers auf Krafttrainingsreize sehr spezifisch und von vielerlei externen und internen Faktoren abhängig. Daher ist es, um Ergebnisse von Interventionsstudien vergleichen und interpretieren zu können essentiell wichtig, sowohl die Trainingsintervention, als auch die Probanden exakt zu beschreiben. Toigo & Boutellier (2006) schilderten bereits

2006 dieses Defizit in der aktuellen Krafttrainingsliteratur. Sie definierten daher 13 sogenannte mechano-biologische Deskriptoren des Krafttrainings (s. Tab. 1), die für jede Krafttrainingsstudie angegeben werden müssten, um eine exakte Reproduktion und Interpretation zu ermöglichen.

Tabelle 1: Mechano-biologische Determinanten des Krafttrainingsreizes nach Toigo (2006a).

Deskriptor	Beschreibung
1	Höhe des Spannungswiderstands (z.B. in % des 1-RM)
2	Anzahl Wiederholungen
3	Anzahl Sätze
4	Pause zwischen den Sätzen
5	Anzahl Trainingseinheiten (pro Tag oder Woche)
6	Dauer der Trainingsperiode
7	Fraktionelle und temporale Verteilung der Kontraktionsarten pro Wiederholung und Dauer einer Wiederholung
8	Pause zwischen intermittierenden Wiederholungen
9	Spannungsdauer
10	Muskeler schöpfung
11	Bewegungsumfang (ROM)
12	Erholungszeit zwischen den Trainingseinheiten
13	Anatomische Definition der Übungsausführung

Bei näherer Betrachtung der Determinanten muss allerdings festgestellt werden, dass es technologisch schwierig ist, einige der Faktoren exakt zu bestimmen. So kann die Verteilung der Kontraktionsarten meistens nur schwierig gesteuert und damit auch gemessen werden, vor allem, wenn das Training nicht an messtechnisch ausgerüsteten Trainingsplätzen (z.B. an einem Isokineten)

stattfindet. Auch die Spannungsdauer, Muskelerschöpfung und der Bewegungsumfang sind nur schwierig zu objektivieren. Somit bedingt die Art der Trainingsquantifizierung die Reproduzierbarkeit und Beschreibbarkeit von Krafttrainingsstudien. Im folgenden Kapitel wird daher das Thema Trainingsquantifizierung detailliert aufgearbeitet.

TRAININGSQUANTIFIZIERUNG

Sowohl im Regelkreismodell des Trainings nach Zaciorskij (1971) als auch in technischen Reglern werden ständige Soll-Ist Vergleiche durchgeführt, um eventuelle Abweichungen von Ausgabewerten abzufangen und diese durch veränderte Eingabewerte oder angepasste Verarbeitung auszugleichen und wieder in den Sollwert zu regeln. Der Unterschied zwischen technischen Reglern und dem menschenorientierten kybernetischen Trainingsmodell ist, dass bei einem technischen Modell die Verarbeitung der Eingabedaten i.d.R. bekannt ist, zudem hier die Eingabeparameter klar definierbar sind. Bisher lassen sich zwar die einzelnen Signalwege der Verarbeitung näherungsweise beschreiben und verstehen, jedoch sind klare Ursache-Wirkungsbeziehungen von Trainingsreiz zu Trainingseffekt nicht zu definieren, da das komplexe System einer gewissen Selbstorganisation unterliegt. Um die Verarbeitung besser fassen und verstehen zu können ist es aber essentiell wichtig, zumindest die Eingabeparameter in das komplexe System möglichst valide beschreiben zu können. Dabei ist im Folgenden der Begriff *Trainingsquantifizierung* immer auf den Kontext der direkten Erfassung von Trainingsreizen bezogen. Eine andere Form der Trainingsquantifizierung wäre beispielsweise eine psychologisch orientierte Befragung des Athleten. Diese wird häufig mittels Fragebögen geleistet und bezieht sich auf Erholungs-Belastungszusammenhänge, Schlafqualität o.ä., z.B. beim EBF-Sport (Kellmann & Kallus, 2000). Ein aktuelles Forschungsthema stellt zudem die Beanspruchungsdiagnostik mittels physiolo-

gischer Parameter, wie der Herzfrequenzvariabilität (Roos et al., 2013; Schmitt et al., 2013) oder der Veränderung des H-Reflexes mit veränderten Stress und Beanspruchungszuständen dar. Zur reflexorientierten komplexen Beanspruchungsdiagnostik gibt es allerdings kaum gesicherte Forschungsergebnisse (Tanskanen et al., 2011). Zur Validität der HRV als Diagnostikparameter existieren verschiedene Studien zu Beanspruchungsdiagnostik in Ausdauersportarten (Roos et al., 2013), speziell dem Schwimmen (Koenig et al., 2014), im Judo (Morales et al., 2013) und zur Trainingssteuerung basierend auf der längsschnittlichen Analyse der HRV von Athleten (Venhorst, 2007). Mit diesen Methoden wird bereits eine komplexere Beanspruchungsdiagnostik geleistet, allerdings wird hier i.d.R. auch nur die Ausgabeebene des Modells, also die Reaktion des Sportlers auf entsprechende Trainingsreize betrachtet. So lassen sich zwar generelle Handlungsanweisungen für den gesamten Trainingsprozess und Lebenswandel entwerfen, jedoch sind durch die fehlenden Eingabeparameter Anpassungen im Trainingsprozess nur schwierig abzuleiten.

Ein in der Praxis häufig verwendeter Parameter zur Quantifizierung des Trainings ist die Trainingszeit. Diese ist leicht zu messen und kann ohne größeren Aufwand von Trainer und Athlet protokolliert werden. Hierüber kann jedoch weder die Belastung noch die Beanspruchung abgeschätzt werden, da die Trainingsintensität unabhängig von der Zeit unterschiedlich ausfallen kann und stark mit der aktuellen Leistungsbereitschaft des Athleten zusammenhängt. Eine weitere Möglichkeit, das Training objektiv auszuwerten, ist die Verwendung von Trainingstagebüchern. Diese werden eingesetzt, um einen Überblick über die vergangenen körperlichen Aktivitäten des Sportlers zu erhalten (Borresen & Lambert, 2009). Zusätzlich zur Trainingszeit werde objektive Parameter wie die Trainingsbelastung anhand bewegter Gewichte, Lauf-

geschwindigkeit o.ä. festgehalten. Zudem werden Angaben zur Belastungsstruktur, Trainingsinhalte- und Methoden sowie Organisationsformen des Trainings protokolliert (Schnabel et al., 2009). Allerdings zeigen Untersuchungen von Borresen & Lambert (2009) bezüglich der Trainingszeit, dass sich subjektive Protokollparameter wesentlich von den objektiven Kontrollparametern unterscheiden. So wurde die Trainingszeit von 41% der untersuchten Athleten zu kurz oder zu lang eingeschätzt (ebd.). Diese Ungenauigkeit lässt sich auch auf andere subjektive Kontrollparameter übertragen, da die subjektive Einschätzung immer auch von verschiedenen Faktoren beeinflusst wird. Hierzu zählen beispielsweise die Dauer zwischen Trainingseinheit und Befragung, die bisherige Trainingserfahrung sowie die Schmerztoleranz des Athleten (Testa et al., 2011; Singh et al., 2007). Demnach kann eine objektiv gleiche Beanspruchung von unterschiedlichen Sportlern subjektiv differenziert wahrgenommen werden (Borresen & Lambert, 2009). Im Folgenden wird der aktuelle Wissensstand zur Trainingsquantifizierung, also der Erfassung direkter Trainingsparameter spezifisch für die Bereiche Ausdauer- und Krafttraining beschrieben. Auf andere Bereiche des sportlichen Trainings, wie technisch-taktisches- oder Beweglichkeitstraining wird an dieser Stelle nicht eingegangen, da diese Formen des Trainings aktuell nur über die Trainingszeit, bzw. die bisher beschriebenen Methoden quantifizierbar sind.

3.1 TRAININGSQUANTIFIZIERUNG IM AUSDAUERTRAINING

Im Ausdauertraining werden in Praxis und Wissenschaft häufig physiologische Parameter zur Quantifizierung der Trainingsbeanspruchung eingesetzt. Dabei sind für die Herzfrequenz (HF), die

Sauerstoffaufnahme (VO_2) sowie die Laktatkinetik verschiedene Diagnostikmethoden vorhanden und spezifische Zusammenhänge zwischen der Beanspruchung und der Kinetik des untersuchten Parameters bekannt. Die Herzfrequenz verhält sich dabei noch am ehesten linear zur Beanspruchung (Arts & Kuipers, 1994; Borresen & Lambert, 2009) und wird von vielen Athleten und Trainern zur Kontrolle und Steuerung des Trainings eingesetzt (Roos et al., 2013). Eine Veränderung der HF-Kinetik mit Trainingsintensitäten über der anaeroben Schwelle wurden zuerst von Conconi et al. (1982) beobachtet und als Diagnostikmethode zur Bestimmung der anaeroben Schwelle vorgeschlagen. Nach Borresen & Lambert (2009) ist die HF unter Berücksichtigung der personellen Faktoren wie Trainingszustand und Alter sowie der Umgebungsbedingungen eine valide Methode zur Bestimmung der Trainingsintensität. Eine Übersicht über die verschiedenen Methoden der Quantifizierung findet sich noch einmal bei Borresen & Lambert (2008, 2009).

Die Kinetik der Sauerstoffaufnahme zeigt sich im Vergleich zur Herzfrequenz deutlich komplexer. Bei Belastungen unterhalb der anaeroben Schwelle ist ähnlich wie bei der Herzfrequenz ein quasi-linearer Verlauf von Beanspruchung und VO_2 zu beobachten. Darüber wird der Verlauf komplexer, z.B. in Abhängigkeit von der Laufökonomie des getesteten Athleten (Friedmann-Bette, 2011). Da die Sauerstoffaufnahme und Kohlendioxidabgabe während des Trainings nur sehr aufwändig messbar ist, werden aus den in der Leistungsdiagnostik ermittelten Schwellenwerten Trainingsbereiche anhand der Geschwindigkeit oder HF abgeleitet, die der Athlet im praktischen Trainingskontext zur Steuerung des Trainings verwenden kann.

Die Quantifizierung der Trainingsintensität anhand eines Wertes wurde zuerst von Banister et al. (1975) vorgeschlagen. Hier wird

ein Trainings Impuls (TRIMP) aus verschiedenen Herzfrequenz- und Zeitfaktoren des Trainings berechnet, zudem für intensive Trainingseinheiten korrigiert (Borresen & Lambert, 2009). Auch die subjektive Quantifizierung wird von vielen Autoren als valides Kriterium beschrieben. Borg (1970, 1982) empfiehlt die Verwendung einer Skala von 6-20 zur subjektiven Einschätzung der aktuellen Anstrengung bzw. Ermüdung, da hier die RPE (Rating of Perceived Exertion)-Werte mit den Herzfrequenzwerten übereinstimmen, ein RPE-Wert von 7 also einer HF von 70 entspreche. Für den Ausdauerbereich fanden Scherr et al. (2013) hohe Korrelationen des RPE-Wertes mit der Herzfrequenz sowie der Blutlaktatkonzentration.

3.2 TRAININGSQUANTIFIZIERUNG IM KRAFTTRAINING

Die soeben beschriebenen, annähernd linearen Zusammenhänge physiologischer Parameter mit der Trainingsintensität sind im Krafttraining kaum nachzuweisen (Wirtz et al., 2009). Daher wird in der Praxis i.d.R. auf objektiv protokollierbare Daten wie die Wiederholungszahl, Anzahl der Sätze, die Pausendauer und Anzahl der Trainingseinheiten sowie die Dauer der Trainingsperiode zurückgegriffen (Toigo, 2006b). In Praxis und Wissenschaft ist häufig die Angabe des Trainingsgewichts in Abhängigkeit des 1-RM zu finden. McGuigan & Foster (2004) beschreiben weitere Faktoren, die zur objektiven Einschätzung der Belastung verwendet werden können. So wird der *total workload*, also die Summe aus Wiederholungen und Gewichten je Übung verwendet. Dies wird i.d.R. auch als *training volume* bezeichnet. Oftmals wird auch nur die durchschnittliche Gewichtsbelastung im Tages-, Wochen- oder Monatsdurchschnitt betrachtet (McGuigan & Foster, 2004). Die von Toigo (2006b) empfohlenen Quantifizierungsfaktoren wurden bereits in Abschnitt 2.2.2 und Tab. 1 beschrieben. Soll die Intensität eines Krafttrainings beschrieben werden, ist es auf Grund der vielfältigen Trainingskonzepte schwierig, einen zentralen Beschreibungsfaktor zu finden. So gibt es auch innerhalb der Trainingsformen intensive und weniger intensive Belastungsgestaltungen, sodass eigentlich für jeden Trainingsbereich eigene physiologische Faktoren betrachtet werden müssten. Für das Hypertrophietraining scheint besonders der Parameter mTOR-C1 (mammalian target of rapamycin) als zentraler Reaktionsfaktor auf den mechanischen, metabolischen und hormonellen Reiz eine Rolle zu spielen (Baar, 2009; Hoppeler et al., 2011). Dieser ist vor allem durch Translationsveränderungen in myofibrillaren Proteinen für die Erhöhung der Proteinsynthese verantwortlich (Hoppeler et al.,

2011). Im Ausdauertraining scheinen AMPK (AMP-aktivierte Proteinkinase) und CaMK (calcium-calmodulin Kinase) diese Funktion einzunehmen (ebd.). Diese Faktoren reagieren auf die veränderte metabolische Situation, wenn mehr Calcium oder AMP vorhanden ist (Laursen, 2010). Die genannten zentralen Reaktionsfaktoren lassen sich aber nur invasiv messen, sodass die Trainingsintensität im Trainingsprozess weiterhin nur schwierig quantifizierbar bleibt. Daher werden unterschiedliche Verfahren in der Sportwissenschaft für das Krafttraining diskutiert. Einen Überblick hierzu liefern Borresen & Lambert (2009). Viele dieser Methoden verwenden allerdings physiologische Parameter wie die Herzfrequenz oder Atemkinetik. Die Veränderung der Herzfrequenz ist jedoch stark abhängig von der eingesetzten Muskelmasse und verhält sich im Krafttraining nicht linear (Borresen & Lambert, 2009). Dies gilt auch für die Atmung (Lottmann, 2002); hier kommt hinzu, dass auf Grund spezieller Atemtechniken im Krafttraining eine Atemanalyse erschwert ist. Wie im Ausdauertraining ist aktuell der RPE ein häufig in der Forschung eingesetzter Quantifizierungsfaktor (Colado et al., 2012; Egan et al., 2006; Singh et al., 2007; Sweet et al., 2004). Hier gibt der Proband eine subjektive Einschätzung der aktuell empfundenen Trainingsintensität an. Problematisch ist die Subjektivität dieses Quantifizierungsfaktors, sodass interindividuelle Vergleiche nicht möglich sind. Zudem ist die Höhe des RPE von vielen Faktoren abhängig. So wurde ein Zusammenhang zum Geschlecht (Pincivero et al., 2010) und Trainingsstatus (Testa et al., 2011; Tiggemann et al., 2010) gefunden. Auch die Trainingsdauer scheint einen Einfluss auf die subjektive Bewertung zu haben (Springer & Pincivero, 2010). Des Weiteren hängt der RPE von der Pausendauer zwischen den Sätzen ab (Farah et al., 2012; Hardee et al., 2012; Senna et al., 2011; Kraemer et al., 1987), wobei kein klarer Zusammenhang zwischen Höhe

des RPE und Trainingsform (IK, Hypertrophie oder Kraftausdauertraining) beschrieben werden kann (Singh et al., 2007). Neben den vielfältigen Einflussfaktoren gibt es bisher keinen Konsens über die zu verwendende Skalenform, sodass unterschiedliche Varianten der RPE-Skala für den Einsatz im Krafttraining verwendet werden. In einer eigenen Studie zum Zusammenhang von Blutlaktat und RPE (Brown et al., 2014), wurde der höchste Zusammenhang der metabolischen Reaktion mit der Abfrage des RPE für den Gesamtkörper direkt nach dem Trainingssatz, wie bei Colado et al. (2012) beschrieben, gefunden. Es existieren aber auch Abfragen für den spezifischen Muskel sowie nach gewissen Zeitabständen nach dem Satz (ebd.) oder nach der Trainingseinheit (Day et al., 2004). Laut Pincivero et al. (2010) scheint der RPE Trainingsintensitäten von 30-90% 1-RM systematisch zu unterschätzen. Generell ist eine hohe Übereinstimmung des RPE-Wertes eher im Ausdauerbereich zu finden (Scherr et al., 2013), für den die Skala ursprünglich entwickelt wurde (Borg, 1970).

Die Verwendung des TRIMPS nach Banister et al. (1975) erscheint auf Grund der unspezifischen Reaktion der Herzfrequenz ebenfalls nicht geeignet, um Krafttraining zu quantifizieren (Borresen & Lambert, 2009).

TECHNOLOGISCHE ANSÄTZE ZUR TRAININGSQUANTIFIZIERUNG UND -STEUERUNG IM KRAFTTRAINING

Im folgenden Kapitel soll ein Überblick über den Stand der Forschung zur technologischen Trainingsunterstützung im Krafttraining gegeben werden. Dazu werden unter dem Fokus der drei Hauptthemen dieser Arbeit, Trainingsprotokollierung, Ermüdungserkennung und Trainingssteuerung, sowohl die wissenschaftlich veröffentlichten Ansätze als auch die aktuell auf dem Fitnessmarkt erhältlichen Systeme zur technologischen Trainingsunterstützung vorgestellt.

4.1 PROTOKOLLIERUNG

Basis für die optimale Gestaltung des Trainingsprozesses und Anpassungen während des Trainings zur Optimierung des Trainingseffektes ist eine detaillierte Erhebung der Trainingsdaten (Roos et al., 2013). Sind die Trainingsparameter bekannt, können Ursache-Wirkungsbeziehungen für eventuell nicht optimal verlaufende Leistungsentwicklungen aufgestellt werden. Die Erhebung der vielfältigen Daten, die für eine solche Einschätzung nötig sind (Toigo, 2006b), ist aber für Wissenschaft und Praxis häufig nicht ökonomisch zu leisten und in den Trainingsprozess zu integrieren. Daher gibt es verschiedene Ansätze, wie z.B. im Gerätetraining, den Athleten zu unterstützen. Hersteller von Fitnessgeräten integrieren Sensorik in die Geräte, um z.B. Wiederholungen zu zählen,

den optimalen ROM anzuzeigen oder Pausen und Bewegungstempo zu regeln (Angeboten von z.B. TechnoGym SpA, LifeFitness Europe GmbH). Problem hierbei ist aber, dass diese Möglichkeit der Trainingsdokumentation und -steuerung nur im Kontext des Fitnessstudios und nur im Gerätetraining funktioniert. Wird das Studio gewechselt oder soll mit freien Gewichten oder dem Körpergewicht trainiert werden, kann das Training nicht mehr protokolliert werden. Vor allem für Leistungssportler ist diese Form der Protokollierung zudem schwierig, da selten in Fitnessstudios oder an Trainingsmaschinen trainiert, sondern häufig zielbewegungsspezifisch-freies Training durchgeführt wird. Um daher in vielfältigen Situationen Trainingsvariablen protokollieren zu können, wurden unterschiedliche Ansätze entwickelt. Novatchkov & Baca (2012) sowie Velloso et al. (2013) entwickelten Algorithmen, um die Bewegungsqualität im Krafttraining zu analysieren. Sato et al. (2009) analysierten die Beschleunigung der Hantel und Benito et al. (2012) und Stec & Rawson (2012) untersuchten mithilfe von Beschleunigungssensoren den Energieverbrauch während des Trainings. Bei Chang et al. (2007) wurden zwei 3-D Beschleunigungssensoren am Körper des Athleten angebracht, um Übungen zu erkennen und anschließend spezifisch für jede Übung Wiederholungen zu zählen. Hier konnten die Übungen zu 95% korrekt bestimmt werden. Nach erfolgter Bestimmung war es dann möglich, mit einem Fehler von ca. 5%, die Wiederholungszahl korrekt zu ermitteln. Pernek et al. (2012) verwendeten die in Smartphones integrierten Beschleunigungssensoren, um Wiederholungszahlen zu bestimmen. Mit relativ aufwändigen Methoden (Dynamic Time Warming¹) wurde eine Fehlerrate von 1% bezüglich der Wiederholungszahl und 11% bei der Bestimmung der Wiederholungs-

¹ Beim Dynamic Time Warming Algorithmus wird das aktuelle Signal mit einem Referenzsignal in verschiedenen zeitlichen Auflösungen verglichen und eine

dauer erreicht. Beide Ansätze benötigen aber die Vordefinition der Übung, um korrekt zählen zu können. Die Beschleunigungsmuster wurde also mit vorkalibrierten Werten verglichen. Dieses Prinzip ist auch bei kommerziellen Lösungen vorhanden. Beim Push-Strength Armband (PUSH, Toronto, Kanada) wird ein Inertialsensor mit dem Smartphone gekoppelt und zur Analyse der Bewegungsgeschwindigkeit und Wiederholungszahl am Sportler angebracht. Hier ist eine große Übungsdatenbank integriert, sodass die Analyse der Sensordaten mit einem Bewegungsmuster abgeglichen wird. Ähnliches gilt auch für die Gym Watch (Gym Watch GmbH, Darmstadt). Auch bei diesem Produkt wird ein Inertialsensor am Athleten angebracht, dieser kommuniziert mit einem Smartphone und gibt dann, nach Abgleich mit einem gespeicherten Bewegungsmuster, Trainingsparameter aus. Da beide Geräte erst kurz auf dem deutschen Markt sind, ist eine abschließende Einschätzung der Funktionalität und Validität der erhobenen Trainingsparameter aktuell nicht möglich. Nachteil ist, dass vor allem bei der Gym Watch nur ein sehr kleiner Übungskatalog vorhanden ist, dieser bei beiden Systemen herstellerseitig immer gepflegt werden muss und sich somit aktuell nur eine vordefinierte Anzahl von Übungen bestimmen lassen. Länger auf dem Markt, aber eher für die Leistungsdiagnostik entwickelt ist der Myotest (Myotest, Sion, Schweiz). Hier werden kraftspezifische Tests ermöglicht, um bei verschiedenen Bewegungen Kraftprofile zu erstellen. Allerdings ist die Beschreibung des Herstellers sehr lückenhaft, zudem wurde eine hohe Abweichung des Myotest von herkömmlichen Verfahren festgestellt (Mauch et al., 2014), sodass auch hier eine abschließende Bewertung schwerfällt. Es bleibt abzuwarten, wie die Entwicklungen im Bereich der technologischen

Mustererkennung anhand der Differenz zwischen den Signalen erreicht (Pernek et al., 2012)

Trainingsunterstützung voranschreiten. Vor allem die große Entwicklung der Wearables (tragbare und teilweise in Kleidung integrierte Sensoren mit Smartphoneapplikation) und Smartwatches (mit Sensorik ausgestattete Uhren mit Smartphonekommunikation) deuten auf einen kommerziell interessanten Markt und somit vielfältige Entwicklungen hin.

4.2 ERMÜDUNGSERKENNUNG

Sowohl für den sportwissenschaftlichen Forschungskontext als auch für den Praktiker, ist die Kenntnis des aktuellen Ermüdungszustands des Sportlers von Bedeutung. Dabei wird muskuläre Ermüdung vor allem als übungsinduzierte Veränderungen im Muskel sowie als eine Veränderungen der neuromuskulären Aktivierung betrachtet (Enoka et al., 2011) und resultiert in einer geringeren Kapazität Kraft zu erzeugen (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Dies äußert sich in verringerter Muskelkraft, Kontraktionsgeschwindigkeit oder vermindertem Bewegungsimpuls (ebd.). Im sportlichen Kontext kann der Trainer bei Kenntnis des akuten Ermüdungszustandes die Trainingsplanung und -durchführung sofort anpassen und somit das Erholungs-Belastungsverhältnis optimal gestalten.

Um Ergebnisse von Interventionsstudien interpretieren zu können, benötigt auch der Sportwissenschaftler Kenntnis über die induzierte muskuläre Ermüdung. So lassen sich Ursache-Wirkungszusammenhänge schneller feststellen sowie Trainingskonzepte besser evaluieren. Wie bereits in Abschnitt 3.1 beschrieben, kann im Ausdauerbereich anhand der Kinetik verschiedener physiologischer Parameter auf akute Ermüdungszustände geschlossen werden. Zwar werden hier die Konzepte teilweise hinterfragt (Achten

& Jeukendrup, 2003; Faude et al., 2009; Holfelder et al., 2013), dennoch werden die Parameter in der Praxis angewandt und sind generell akzeptiert.

Im Krafttraining kann akute Ermüdung im Oberflächen-EMG (sEMG) bei isometrischen Kontraktionen anhand einer Verschiebung der Spektralparameter sowie einer Veränderung der Amplitude diagnostiziert werden (Dimitrova & Dimitrov, 2003; González-Izal et al., 2012; Heller, 2004). Dabei ist eine Verringerung der Medianfrequenz sowie eine Vergrößerung der sEMG-Amplitude zu beobachten (ebd.). In dynamischen Kontraktionen gestaltet sich die Ermüdungsdiagnostik mittels EMG als schwieriger, da durch die Bewegung der Muskulatur unter der Haut keine gleichbleibenden Messbedingungen mehr vorherrschen. Rogers & MacIsaac (2013) verwenden daher Wavelet-Analysen, um Ermüdung im sEMG-Signal zu detektieren. Bei Dimitrov et al. (2006) wird mittels Fourier-Transformation ein Frequenzindex berechnet, der den Anteil hoher und niedriger Frequenzen ins Verhältnis setzt und darüber den Grad der Ermüdung bestimmen soll. Ein ähnlicher Ansatz wird von Kim et al. (2013) vorgeschlagen. In diesem Verfahren wird über die Kombination eines Hoch- und Tiefpassfilters ein Ermüdungsindex berechnet. Die drei genannten Berechnungsmethoden korrelieren ca. ähnlich hoch mit dem Verlust an Muskelkraft ($r=-0,7-0,5$), wobei der Index nach Kim et al. (2013) nach einer Optimierungsrechnung der Filterfaktoren mit $r=0,81$ mit der peak Power korreliert. Der Verlust an Kontraktionsgeschwindigkeit kann laut Sánchez-Medina & González-Badillo (2011) als eindeutiger Indikator muskulärer Ermüdung definiert werden, da hier Korrelationen von $r>0,9$ mit dem Blutlaktat und dem Ammoniakspiegel im Blut innerhalb eines Satzes gefunden wurden. Aktuell gibt es allerdings keine universell einsetzbare Methode, um diesen Parameter im Krafttraining zu quantifizieren.

Zur Erkennung von Ermüdung in Bewegungen werden multifaktorielle Ansätze bevorzugt, die mehr als nur einen Bewegungsparameter integrieren, was auch von Rogers & MacIsaac (2011) empfohlen wird. So verwendeten Witte et al. (2011) die Hauptkomponentenanalyse (PCA), um Ermüdung im Bewegungsmuster eines Tischtennispielers zu erkennen (das Verfahren der PCA wird noch einmal in Abschnitt 6.2.4 erläutert). Auch in Gangmustern konnte die Ermüdung anhand einer PCA und kinematischer Daten erkannt werden (Federolf et al., 2012). Das gleiche Prinzip wurde z.B. auch im Reitsport (Witte et al., 2009) angewandt und generell zur Erkennung von Bewegungsmustern in multifaktoriellen Datensätzen empfohlen (Daffertshofer et al., 2004). Um eine möglichst valide und praktisch durchführbare Erkennung von Ermüdung zu ermöglichen, sollten also kinematische Daten in einem multifaktoriellen Ansatz ausgewertet werden.

In wieweit eine Ermüdungserkennung in den beschriebenen technologischen Lösungen zur Trainingsprotokollierung (s. Abschnitt 4.1) integriert ist, ist anhand der Herstellerbeschreibungen nicht ersichtlich. Daher ist davon auszugehen, dass ein multifaktorieller Ermüdungserkennungsansatz aktuell nicht auf dem Krafttrainingsmarkt vorhanden ist.

4.3 TRAININGSSTEUERUNG

Zur optimalen Steuerung des Trainingsprozesses, ist eine enge Trainer-Athletenbetreuung und/oder eine hohe Eigenkompetenz des Athleten in der Trainingssteuerung nötig. Da dies in der Praxis im Leistungs- und Breitensport häufig nicht der Fall ist, könnten zwei Ansätze helfen, die direkte und individuelle Trainingssteuerung zu verbessern. Zum einen könnte die Trainingssteue-

rung leichter vom Athleten leistbar sein, indem Verfahren entwickelt werden, an denen sich der Sportler orientieren kann, ohne exakte Anpassungen in Gewicht, Pausen oder Wiederholungszahl eigenständig erarbeiten zu müssen. Der zweite Ansatz wäre, die Trainingssteuerung zu automatisieren, also anhand einer technologischen Trainingsunterstützung Trainingshinweise an den Athleten zurückzumelden, sodass dieser nur die entsprechenden Anweisungen umsetzen muss. Für den ersten Ansatz verwenden Naclerio et al. (2011) und Row et al. (2012) den RPE zur Steuerung der Trainingsintensität im Krafttraining. Bei Naclerio et al. (2011) wurden verschiedene Intensitätsbereiche abhängig vom 1-RM über den RPE angesteuert. Bei Row et al. (2012) wurde ein explosives Krafttraining über den RPE-Wert reguliert. In beiden Studien konnte mit hoher Übereinstimmung der Intensitätsbereich anhand des RPE erreicht werden. Laut den Autoren wird bei Verwendung dieser Steuerungsform eine Maximalkraftdiagnostik zur Kalkulation der Trainingsbereiche überflüssig. Auch Buckley & Borg (2011) verwenden den RPE zur Berechnung eines theoretischen 1-RM, um darüber das Training zu steuern. Zu diesem Ansatz gibt es allerdings bisher nur wenig gesicherte Forschungsergebnisse.

Zur technologischen Trainingssteuerung werden schon länger sogenannte Expertensysteme verwendet, die anhand der Umsetzung von Expertenwissen in Computerprogrammen eine Trainingssteuerung auf Mikro- und Makroebene, also der Planung und Optimierung einzelner Trainingseinheiten oder ganzer Trainingsperioden ermöglichen. So wurde bei Ahmed (2006) ein Expertensystem zur konditionellen Vorbereitungsplanung von Volleyballspielern verwendet. Bei Schiebl (2001) wird die Verwendung eines Fuzzy-Expertensystems zur Technik- und Fehlerdiagnose beschrieben. Schulze et al. (2010) verwendeten ein auf Expertenwissen ba-

sierendes Bayes-Netzwerk, um die Ergometergeschwindigkeit bei chronisch obstruktiv lungenkranken Patienten zu steuern. Beim Pulse 7 System (Pulse 7 GmbH, Traun, Österreich) werden anhand der Herzfrequenzvariabilität Empfehlungen für die allgemeine Trainingssteuerung hinsichtlich der Wahl von Trainingsintensität und -form ausgegeben.

Über automatisierte Trainingssteuerung im Krafttraining lassen sich in der Literatur sowie bei den Herstellern der genannten Produkte nur wenige bis keine Informationen finden. Beim Push-Strength Armband werden Trainingsempfehlungen für den nächsten Satz hinsichtlich des Trainingsgewichts und der Wiederholungszahl angegeben. Wie diese Vorschläge erarbeitet werden ist aber unklar. Bei den beiden anderen genannten Herstellern sind keine Informationen zur Trainingssteuerung zu erhalten.

PROBLEMSTELLUNG, FORSCHUNGSFRAGEN UND ZIELSTELLUNG

Wie bisher beschrieben gibt es zahlreiche Modelle des komplexen Trainingsprozesses. Diese sollen das sportliche Training auf einer übergeordneten Ebene beschreiben und erklären. Allerdings benötigen diese Modelle, um eine praktische Relevanz zu erhalten, definierte Eingabevariablen. Dabei gibt es gerade im Krafttraining eine Vielzahl an Trainingsformen, die jeweils in Kombination mit dem Phänotyp des Athleten spezifische Anpassungsprozesse hervorrufen. Zur exakten Beschreibung und Analyse des Trainingsprozesses ist es daher essentiell, den Trainingsreiz detailliert und valide erfassen zu können. Die Erhebung dieser Variablen ist aber bisher entweder sehr aufwändig oder mit den bisher zur Verfügung stehenden Mitteln nicht möglich. Während die Sportwissenschaft im Ausdauertraining auf etablierte Methoden zurückgreifen kann, sind die Methoden und vor allem die Methodenvalidität im Krafttraining bisher wenig zufriedenstellend. Für die Protokollierung der Krafttrainingsinhalte gibt es bereits einige wenige Ansätze der technologischen Trainingsunterstützung. Wissenschaftlich validierte und publizierte Verfahren gibt es aber aktuell kaum. Diese verwenden zudem sehr rechenintensive Methoden, die nicht ohne weiteres technisch umgesetzt werden können. Die Entwicklungen auf dem Krafttrainingsmarkt decken aktuell nicht alle relevanten Parameter ab, verwenden aufwändige Sensorik und sind somit relativ teuer. Zudem können nur Übungen analysiert werden, für die vorher definierte Bewegungsmuster

existieren. Weicht das Bewegungsmuster des Athleten von dem Vordefinierten ab, ist eine geringere Validität der Messung zu erwarten. Vor allem die Einschätzung der Beanspruchung fällt mit den verfügbaren Verfahren schwer. Hier fehlt eine multifaktorielle Betrachtung des Phänomens Ermüdung. Die bisher veröffentlichten Ansätze zur Ermüdungserkennung im Krafttraining (z.B. EMG basierte Verfahren) sind messtechnisch sehr aufwändig und in der Literatur umstritten. Abschließend basiert in der Praxis und in vielen wissenschaftlichen Studien die Trainingssteuerung auf einer intensiven Trainer-Athlet- bzw. Wissenschaftler-Proband-Beziehung, um eine optimale Progression im Trainingsprozess und eine möglichst individuelle Trainingsgestaltung zu erreichen. Diese Konstellation ist sehr zeit- und personalintensiv, sodass häufig die Qualität von Protokollierung und Trainingssteuerung nicht optimal ist.

Folgende Forschungsfragen ergeben sich aus dem aktuellen Forschungsstand zur Trainingsquantifizierung und -steuerung im Krafttraining

1. Ist es möglich, anhand von algorithmischer Verarbeitung von Beschleunigungsdaten valide und reliabel relevante Trainingsparameter zu berechnen und diese mit möglichst geringer Beeinflussung des Trainingsprozesses zu erheben?
2. Sind bei Ermüdung im Krafttraining multifaktorielle Veränderungen in der Kinematik vorhanden, die anschließend zur Differenzierung der bewegungsinduzierten Ermüdung analysiert werden können?
3. Ist es möglich, die Trainingssteuerung zu automatisieren und damit eine Alternative zur klassischen trainergestützten Trainingssteuerung zu erhalten?

Die Zielstellungen dieser Arbeit zur Lösung der beschriebenen Forschungsfragen werden wie folgt definiert:

1. **Entwicklung und Validierung eines Algorithmus zur automatisierten Protokollierung von Krafttrainingsparametern.**
 - a) Dabei sollen möglichst wenige Eingaben und Kalibrationen durch den Nutzer nötig sein.
 - b) Der Nutzer soll möglichst wenig in seinem Trainingsablauf gestört werden.
2. **Erkennung von ermüdungsabhängigen Bewegungsmustern und Zusammenfassung dieser Muster zu einem vergleichbaren skalaren Ermüdungsfaktor.**
3. **Entwicklung und Validierung einer auf Expertenwissen basierenden automatisierten Trainingssteuerung für das Krafttraining.**

Teil II

METHODIK UND ERGEBNISSE

MESSEN UND MESSPRINZIPIEN

Zur Beantwortung der definierten Forschungsfragen und zur Erreichung der Zielstellungen dieser Arbeit werden vielfältige Verfahren eingesetzt. Dieses Kapitel soll einen Überblick über die verwendeten Messverfahren liefern. Zudem soll auf generelle Probleme bei Messungen, vor allem am Menschen, hingewiesen werden, um eine kritische Reflexion der Ergebnisse in Kapitel 7 zu ermöglichen. Dabei ist die Beschreibung der verwendeten Messverfahren eher allgemein, im Methodikteil zu den entsprechenden Studien findet sich dann eine detaillierte Beschreibung der eingesetzten Methoden.

6.1 MESSEN UND MESSUNSIHERHEITEN

„Alle Messungen, wie sorgfältig und wissenschaftlich sie auch sein mögen, unterliegen gewissen Unsicherheiten.“ (Taylor, 1988, S. I)

Gerade bei der Messung am Menschen, wie in der Sportwissenschaft üblich, ist es nicht möglich, den wahren Wert zu erfassen. Das Messergebnis ist also immer eine Approximation des Realwertes. Die Abweichung vom wahren Wert kann durch verschiedene Messfehler hervorgerufen werden. Der Messfehler muss dabei nicht als Fehler im Sinne von *falsch* interpretiert werden, sondern stellt eher eine Unsicherheit der Messung dar (Taylor, 1988). Um die Zuverlässigkeit zu erhöhen und eine Abschätzung über

die Unsicherheit zu erhalten, sollten Messungen mehrmals wiederholt und diese Messung z.B. durch Bildung eines Mittelwertes und dazu gehöriger Standardabweichung analysiert werden (ebd.). Dabei gibt es zwei Arten von Unsicherheiten. *Zufällige* Messunsicherheiten, die statistisch aufgedeckt und zuverlässig geschätzt werden können und *systematische* Unsicherheiten, bei denen eine Analyse nicht ohne den Vergleich mit einem Referenzsystem möglich ist (Taylor, 1988), sich der Messwert theoretisch bei mehrmaligem messen nicht verändert. Fast alle Messungen unterliegen laut Taylor (1988) sowohl systematischen, als auch zufälligen Messunsicherheiten. Der zufällige Messfehler kann i.d.R. nicht verhindert, aber durch die Wahl eines geeigneten Forschungsdesigns minimiert werden (Kerlinger, 1973). Systematische Messfehler sollten allerdings möglichst identifiziert und vermindert werden (Taylor, 1988). Ist ein systematischer Messfehler vorhanden und identifiziert, kann dieser meist durch eine Kalibrierung des Systems während der Messung oder Auswertung entfernt werden (ebd.).

In der Sportwissenschaft stellen sich, anders als bei den rein physikalischen Messungen bei Taylor (1988), weitere Unsicherheiten der Messung ein. So sind sowohl psychologische als auch physiologische Konstrukte und Variablen nicht ohne weiteres direkt messbar. Für psychologische Messverfahren, wie der RPE-Wert, ist die Ausprägung des Merkmals immer nur individuell und auf den spezifischen Messzeitpunkt zu beziehen, da verschiedene, nicht erfassbare Störgrößen vorhanden sind. Auch bei physiologischen Variablen, wie Hormonstatus oder metabolischen Stoffwechselprodukten (z.B. Laktat) hängt die Validität der Messung häufig mit dem Abnahmezeitpunkt als auch der Entnahmestelle zusammen (Wirtz et al., 2012). Hier können schon kleine Abweichungen zu Verfälschungen der Messergebnisse führen. Die Mes-

sunsicherheit ist somit innerhalb des gemessenen Konstrukts, bzw. ebenso bei der Standardisierung der Messbedingungen zu suchen. Bei der Interpretation von Messergebnissen muss die Messgenauigkeit immer berücksichtigt werden.

Werden die Messdaten explorativ und/oder statistisch betrachtet, sind i.d.R. Ausreißer zu finden, die nicht den erwarteten Messbereichen entsprechen. Um diese objektiv bestimmen und korrigieren zu können, gibt es beispielsweise das Verfahren nach Tukey (1977). Bei diesem werden mittels Boxplots und klar definierter Kriterien, Ausreißer und Extremwerte objektiv gekennzeichnet. Ob diese aus dem Datensatz zu entfernen sind, sollte dann aber Fall für Fall entschieden werden, da der Ursprung des Extremwerts berücksichtigt werden sollte (Leonhart, 2013). Ist die Ursache ein Messfehler, der auf technischer Seite erklärbar ist, ist es legitim den Wert nicht zu berücksichtigen. Falls einzelne Datensätze nicht entfernt werden sollen, gibt es aber auch Verfahren zur Korrektur der Extremwerte. Bei der Winsorisierung werden z.B. die oberen und unteren Extremwerte auf die Quartilsgrenzen korrigiert (ebd.).

Ein weiteres Problem bei Messungen am Menschen, vor allem in Längsschnittstudiendesigns, ist das fehlender Werte. D.h. das bei zwei oder mehr Messzeitpunkten der Messwert einer Messung vorhanden ist, der gepaarte Wert aber fehlt. Diese Fehlwerte können gerade bei kleinen Stichproben die Ergebnisse stark beeinflussen. Dabei kann trotz sorgfältiger Planung die Entstehung fehlender Werte nicht immer verhindert werden (Cho & Leonhart, 2012). Um dieses Problem in der Auswertung zu behandeln, wird in vielen Studien mit Multiplen Imputationen (MI) gearbeitet (Hayati Rezvan et al., 2015). Bei diesem Verfahren werden fehlende Messwerte interpoliert und ersetzt. Dabei werden i.d.R. mehrere Imputationen vorgenommen, um anschließend mit den mittleren

Werten zu rechnen. Die MI berücksichtigt dabei die Entwicklungen aller Probanden in anderen Variablen, und kann bei bis zu 50% fehlender Werte in einer Variable eingesetzt werden (Cho & Leonhart, 2012). Nachteil dieses Verfahrens ist, dass es erst ab ca. 50 Beobachtungen innerhalb einer Stichprobe hohe Übereinstimmungen mit dem vollständigen Datensatz zeigt (Hardt et al., 2012). Für die in Kapitel 7 beschriebenen Studien wurden daher keine fehlenden Werte ersetzt, sondern nur vollständige Wertepaare für die Auswertung berücksichtigt.

6.2 VERWENDETE MESS- UND AUSWERTEVERFAHREN

6.2.1 *Inertialsensorik*

In vielfältigen technischen Anwendungsfeldern werden Inertialsensoren eingesetzt, um beispielsweise Vibrationen und Abweichungen von normalen Fahrzuständen in Automobilen zu messen (Hering & Schönfelder, 2012) oder in Smartphones die Lage des Gerätes festzustellen (ebd.). Als Inertialsensoren werden dabei sowohl Beschleunigungs- als auch Drehratensensoren (Gyroskope) bezeichnet, da sie anhand des physikalischen Trägheitsprinzips messen. Beschleunigungssensoren messen die Beschleunigung eines Objekts, also die erste Ableitung der Geschwindigkeit nach der Zeit.

$$a(t) = \frac{dv(t)}{dt} = \frac{d^2x(t)}{dt^2} \quad (1)$$

Dabei ist a die Beschleunigung angegeben in m/s^2 , dv beschreibt die Änderung der Geschwindigkeit in der Zeit t , dt ist der Zeitraum der Geschwindigkeitsänderung und x der zurückgelegte Weg in der Zeit t (Hering & Schönfelder, 2012). Beschleunigungssensoren verwenden i.d.R. eine federnd aufgehängte, seismische

Masse, deren Auslenkung durch Bewegung oder Lageänderungen des Sensors gemessen werden. Die mechanische Auslenkung wird dabei über piezoelektrische, magnetische oder kapazitative Systeme erfasst (Hering & Schönfelder, 2012, S.368). Einmal kalibriert sind diese Sensoren sehr genau, sehr platzsparend und verbrauchen so wenig Strom, dass sie selbst in Kleinelektronik für den Dauerbetrieb eingesetzt werden. Wird ein dreidimensionaler Beschleunigungssensor verwendet, ist die Erdbeschleunigung ($\approx 9,81 \text{ m/s}^2$) immer in den Daten enthalten, entweder direkt auf einer Achse oder Anteile der Erdbeschleunigung auf zwei oder mehr Achsen. Sollen mit Beschleunigungssensoren Bewegungen gemessen werden, stellt dies vor allem am Menschen eine große Herausforderung dar, da die messbaren Bewegungen i.d.R. auch durch Lageänderungen des Sensors überlagert werden. Häufig werden daher in der Praxis Kombinationen von Beschleunigungssensoren und Gyroskopen verwendet. Hier können dann anhand verschiedener Filter-Algorithmen (z.B. Kalman-Filter) Lage- und Bewegungsänderungen definitiv zugeordnet und so die tatsächliche Bewegung des Sensors gemessen werden (Hooff, 2013).

Gyroskope basieren auch auf dem Trägheitsprinzip, messen allerdings Winkelbeschleunigungen an einer rotierenden oder schwingenden Masse (Hering & Schönfelder, 2012, S. 389). Es entstehen messbare Kräfte, wenn auf diese Masse ein Drehmoment wirkt. Nachteil an der reinen Messung der Winkelbeschleunigungen ist ein klar wahrzunehmender Drift der Daten, der auf kleinste Unebenheiten der Schwungmasse zurückzuführen ist. Ein weiterer Nachteil im Vergleich zu Beschleunigungssensoren ist der deutlich höhere Stromverbrauch. So verbraucht z.B. der Beschleunigungssensor ADXL 362 (Analog Devices) im Normalbetrieb nur $1,8 \mu\text{A}$, während stromsparende Gyroskope (z.B. ADXR 620, Analog Devices) $3,5 \text{ mA}$ benötigen. Zudem sind die Kosten für Gy-

roskope auf MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) deutlich höher, als für Beschleunigungssensoren.

6.2.2 *Fuzzy Logic*

Die beschriebenen Sensoren liefern eindeutige Messwerte und auch in den Naturwissenschaften wird üblicherweise mit klar definierten Zahlen und Zahlenmengen gearbeitet. Der menschliche Entscheidungsprozess verwendet allerdings keine klar eingegrenzten Wertebereiche. Soll z.B. die Raumtemperatur eingestellt werden, wird der Mensch selten angeben, dass die Temperatur auf exakt 26° C eingestellt werden soll. Häufiger sind unscharfe Wertangaben, wie „warm“, „kühl“ oder „zu warm“ oder „zu kalt“ zu finden. Dieser menschlichen Entscheidungslogik bedient sich die Fuzzy-Logic, die erstmals von Zadeh (1973) vorgeschlagen wurde, indem sie unscharfe Eingabewerte verarbeitet (Lilly, 2010). Dabei ist die unscharf gesteuerte, menschliche Entscheidungslogik in vielen Fällen effektiver und schneller als die exakte Berechnung der Ausgabewerte. Da in vielen technischen Systemen aber nur klare Eingabewerte vorliegen, können Fuzzy-Logic Systeme auch zur Übersetzung von diesen Eingabeparametern in unscharfe, aber häufig einfach zu interpretierende Ausgabewerte eingesetzt werden. Andererseits werden Fuzzy-Systeme auch zur Umwandlung unscharfer Mengen in exakte Ausgabewerte verwendet (ebd.).

Fuzzy Systeme werden i.d.R. anhand von Sets beschrieben, die aus Funktionen für die Umwandlung exakter Messwerte in unscharfe Mengen dienen. Die Art der Umwandlung wird über Membership-Funktionen (MF) definiert. Dabei werden verschiedene Formen eingesetzt. Die Membershipfunktion kann z.B. einer Linear-

oder Exponentialfunktion, aber auch einer Trapezform oder einem Einzelwert entsprechen. I.d.R. kann ein exakter Realwert in der MF im Wertebereich von 0-1 eingeordnet werden. Der exakte Wert entspricht also maximal exakt dem Maximum der MF. Jede MF erhält normalerweise eine linguistische Variable, z.B. „viel“, „warm“ o.ä., sodass der exakte Wert in der unscharfen Mengenangabe interpretiert werden kann. Die Fuzzy-Logic wird in vielfältigen Anwendungen eingesetzt. So kann in großen Datenmengen die Komplexität durch Kategorisierung in Fuzzy-Sets reduziert werden (Hong et al., 2003). Des Weiteren werden Fuzzy-Systeme als Regler von technischen Prozessen oder zur Entscheidungshilfe für menschliche Entscheider in komplexen Settings eingesetzt (Espinosa et al., 2005). Wird die Fuzzy-Logic zur Regelung verwendet, werden zusätzlich zu den MFs Regeln benötigt, anhand derer dann der Sollzustand geregelt werden kann. Zur Definition dieser Regeln gibt es zwei unterschiedliche Prinzipien. Zum einen unterliegen den Regeln exakte mathematische Modelle, sogenannte modellbasierte Fuzzy-Regler, die direkt im Regelungsprozess eingesetzt werden. Zum anderen werden nicht-modellbasierte, heuristische Regler eingesetzt. Diesen hinterliegen zwar keine mathematischen Modelle, jedoch wird hier häufig Expertenwissen verwendet, um die Regeln aufzustellen (Espinosa et al., 2005). Der Vorteil dieser heuristischen Modelle ist, dass sie das Expertenwissen simpel für den Anwender verarbeiten können und basierend auf diesen Regeln expertengeleitete Entscheidungsprozesse ermöglichen. In Studie 4 wird ein solches heuristisches Modell der Regelung verwendet. Zum Ende des Regelungsprozesses müssen die Ausgabewerte der MFs noch in Realparameter umgerechnet werden. Dieser Schritt wird als Defuzzifizierung bezeichnet (Espinosa et al., 2005). Anschließend können die exakten Realparameter als Ausgabewerte des Reglers in weiteren Prozessen verarbeitet oder

vom menschlichen Entscheider zur manuellen Regelung des Systems verwendet werden.

6.2.3 *Muskelvolumetrie*

Zur nicht-invasiven Evaluation von Trainingseffekten auf muskulärer Ebene werden verschiedene Verfahren angewendet. So wird mittels Ultraschall (Ahtiainen et al., 2010; Lixandrão et al., 2014) oder Magnetresonanztomographie (MRT, Akagi et al. (2008) sowie Lescher et al. (2011)) der maximale Muskelquerschnitt bestimmt und dieser als Vergleichsmaß verwendet. Hier zeigt sich, dass bei Prä-Post Designs die reliable Bestimmung des Muskelquerschnitts schwierig ist, da die exakte Position der Querschnitts nicht immer reproduzierbar ist. Zudem kann es sein, dass Trainingseffekte über- oder unterschätzt werden, da Hypertrophieeffekte des Muskels eventuell nur am gemessenen Querschnitt, oder hauptsächlich außerhalb des Querschnitts auftreten. Als valides Verfahren hat sich daher die Betrachtung des Muskelvolumens herausgestellt. Hier werden i.d.R mehrere MRT-Schnitte verwendet, um anschließend ein theoretisches Muskelvolumen zu berechnen. Dabei reicht die Schnittdicke zur Rekonstruktion von 5cm (Roth et al., 2001) über 5mm (s. Studie 4) bis zu 2mm (Brunner et al., 2011). Mersmann et al. (2014) verwenden den maximalen Querschnitt, die Muskellänge und einen muskelspezifischen Formfaktor, um das Muskelvolumen mit wenig zeitlichem Aufwand bestimmen zu können und erreichen damit Übereinstimmungen von $R^2=0.85-0.95$ für den M. gastrocnemius und M. soleus. Zwar gibt es bereits automatisierte Verfahren für die Segmentierung und Volumetrierung (Karlsson et al., 2014; Brunner et al., 2011), jedoch sind diese nur sehr aufwändig umsetzbar. Wenn ein-

zelne Muskeln segmentiert werden müssen, ist die manuelle Segmentierung bisher unumgänglich. Dazu wird der auszuwertende Muskel auf jedem Schnitt manuell markiert und als Region of Interest (ROI) definiert (s. Abb. 4).

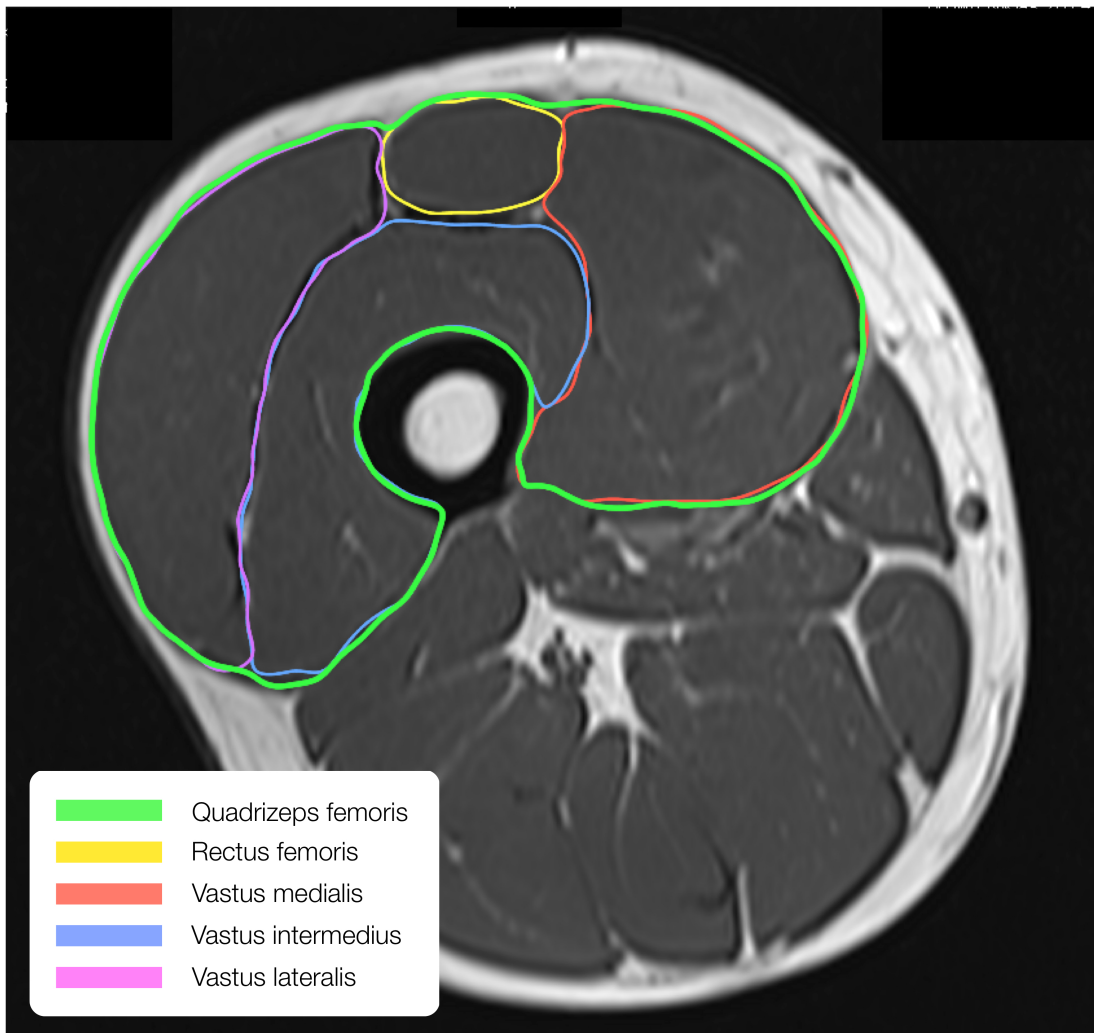


Abbildung 4: MRT Aufnahme des rechten Oberschenkels mit Segmentierung des M. Quadrizeps femoris sowie der vier Einzelmuskeln Vastus lateralis, Vastus Intermedius, Vastus medialis und Rectus Femoris.

Anschließend wird das Volumen der ROIs bestimmt (Fläche des ROI x Schnittdicke) und addiert, um das Gesamtvolumen des Muskels zu erhalten. Weiterhin kann das intramuskuläre Fett aus

dem ROI herausgerechnet werden (s. Studie 4 sowie Makrogianis et al. (2012) und Brunner et al. (2011)), um das reine Muskelvolumen zu erhalten. Sind für die einzelnen Muskeln alle ROI bestimmt, kann eine 3D-Rekonstruktion des Zielmuskels erzeugt werden, um eventuelle Veränderungen durch Training besser visualisieren zu können (s. Abb. 5).

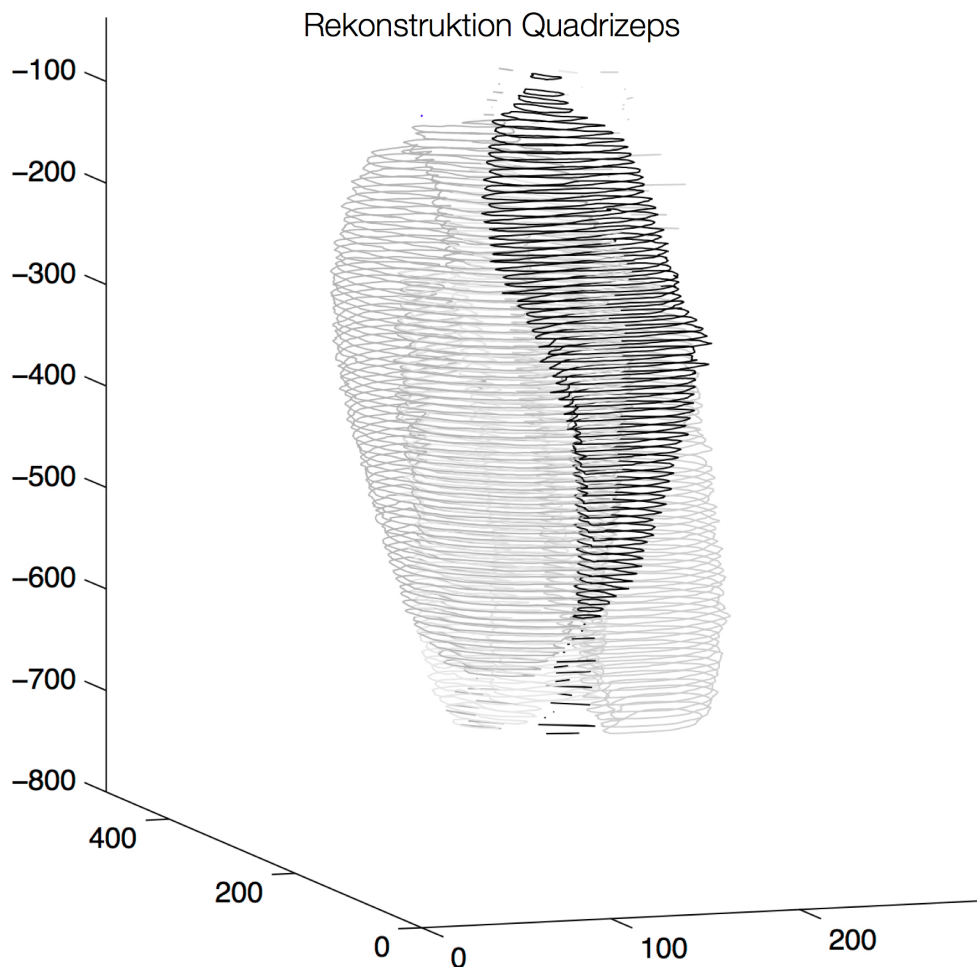


Abbildung 5: Dreidimensionale Rekonstruktion des M. Quadrizeps femoris. In schwarz ist der M. Rectus femoris hervorgehoben, die weiteren Anteile sind in Grauabstufungen dargestellt.

6.2.4 *Principal Component Analysis*

Die Hauptkomponentenanalyse oder PCA (Principal Component Analysis) ist eine häufig verwendete Variante der Faktorenanalyse. Diese wird laut Bortz (2005) vor allem in explorativen Studien angewendet, in denen ein einfaches Erklärungsmodell für einen großen Variablensatz mit unbekanntem Zusammenhängen gesucht wird. Ziel ist, dem Datensatz eine „ordnende Struktur zu unterlegen“ (ebd.). Da ein großer Datensatz mit vielen sich eventuell beeinflussenden Variablen häufig die menschliche Verarbeitungskapazität übersteigt, ermöglicht die PCA festzustellen, welche Variablen „gemeinsame und welche unterschiedliche Informationen erfassen“ (Bortz, 2005, S. 512). Die Faktorenanalyse konstruiert neue Variablen, sogenannte Faktoren, die mit allen Variablen so hoch wie möglich korrelieren und als Linearkombination der Variablen zu verstehen sind. Anhand der PCA lässt sich demnach feststellen, wie sehr verschiedene Variablen zusammenhängen, oder sich unterscheiden, dabei aber nicht für Zusammenhangs- oder Unterschiedshypothesentests, sondern zur explorativen Beschreibung von Zusammenhängen im komplexen Datensatz verwendet wird. Die PCA kann daher also als „heuristisches, Hypothesen generierendes Verfahren“ (Bortz, 2005, S. 514) betrachtet werden. Als Ergebnis der PCA stehen Faktoren, auf denen die unterschiedlichen Variablen unterschiedlich hoch laden (Faktorladungen entsprechen der Korrelation der Variablen mit dem Faktor), also mit diesen zusammenhängen. Die Faktoren sind dabei durch die folgenden Eigenschaften gekennzeichnet (Bortz, 2005):

1. Sie sind wechselseitig voneinander unabhängig, sind also orthogonal zueinander.
2. Sie erklären sukzessive maximale Varianz.

Werden n Variablen in die PCA gegeben, entsteht ein n -dimensionales Koordinatensystem, wobei die einzelnen Faktoren oder Achsen mit absteigender Reihenfolge weniger Varianz erklären. Um die Anzahl an relevanten Faktoren zu bestimmen, wird die Betrachtung des Eigenwerts herangezogen. Dieser Wert beschreibt die Varianz, die dieser Faktor aufklärt und wird folgendermaßen berechnet:

$$\lambda_j = \sum_{i=1}^p a_{ij}^2 \leq p \quad (2)$$

Dabei ist p die Summe der Varianz im Z-transformierten Raum, i entspricht der Variablen und j dem Faktor. a_{ij} entspricht der Faktorladung. Wird der Eigenwert durch die Gesamtvarianz geteilt, ergibt sich die prozentuale Varianzaufklärung des entsprechenden Faktors.

Nach dem Kaiser-Guttman-Kriterium werden nur Faktoren berücksichtigt, deren Eigenwert >1 beträgt (Bortz, 2005). Dabei wird die Faktorenzahl laut Bortz (2005) aber häufig überschätzt. Eine weitere Möglichkeit, über relevante Faktoren zu entscheiden, ist daher die Betrachtung des sogenannten Scree-Plots, in dem die Eigenwerte der Faktoren als Funktion ihrer Rangnummern dargestellt werden (ebd.). I.d.R. ergibt sich in dieser Kurve ein deutlicher Knick; alle Faktoren vor diesem Knick werden dann als relevante Faktoren betrachtet. Um Aussagen aus der PCA zu generieren ist eine Möglichkeit, die Faktorwerte der einzelnen Variablen, also die Projektion der Realwerte in den Faktorraum, gegenüberzustellen und auf eine gewisse Ähnlichkeit (Clusterung) zu untersuchen. In Kombination mit der Ladungsmatrix der einzelnen Faktoren lassen sich zudem im sogenannten *Bi-Plot* Interpretationsansätze für die Faktoren finden. Im Ergebnis lässt sich häufig die Anzahl an zu erhebenden Variablen reduzieren. Des Weiteren

ren ist es möglich, anhand einer Linearkombination der Daten die Komponenten zu rekonstruieren und so den Datensatz eines Probanden für die analysierten Variablen auf die Komponentenebene zu transformieren und somit als einen skalaren Wert zu beschreiben. Die Anwendung der PCA in dieser Arbeit findet sich in Abschnitt 7.2 zur explorativen Analyse von Ermüdungsmustern in Krafttrainingssätzen.

ENTWICKLUNG DER ALGORITHMEN ZUR TRAININGSPROTOKOLLIERUNG UND -STEUERUNG

7.1 TRAININGSPROTOKOLLIERUNG

7.1.1 *Studie 1: Referenzdatensatz*

Zur Entwicklung des angestrebten Algorithmus zur automatisierten Trainingsprotokollierung musste zunächst ein Referenzdatensatz erhoben werden, der für den Entwurf, die Programmierung sowie eine ersten Überprüfung des Algorithmus verwendet werden konnte. Die Kerndaten dieser Studie finden sich in Tab. 2.

7.1.1.1 *Zielstellung*

Ziel der Studie war es, einen Referenzdatensatz zu erheben, der für das erste und übergeordnete Ziel des Algorithmus, das Zählen der korrekten Wiederholungszahl, verwendet werden sollte.

7.1.1.2 *Methode*

Die Datenerhebung wurde mit 10 gesunden männlichen Probanden (Alter= $24,6 \pm 2,1$ Jahre, Trainingserfahrung= $7,3 \pm 3,1$ Jahre) durchgeführt. Die Probanden wurden über die Ziele und Risiken der Studie sowie die Durchführung informiert und erklärten schriftlich ihr Einverständnis. Die Sportler absolvierten jeweils einen Satz mit zehn Wiederholungen der zehn, in Tab. 2 angegebene

Tabelle 2: Details zur Erhebung des Referenzdatensatzes.

DETAILS ZUM STUDIENDESIGN	
N	10
Alter [Jahre]	25,6 ± 2,1
Krafttrainingserfahrung [Jahre]	7,3 ± 3,1
Wiederholungszahl	10 Wiederholungen
Trainingsübungen	10 Übungen: Bankdrücken (frei) Ruderzug am Seilzug Latzug am Seilzug Schulterdrücken an der Maschine Butterfly am Seilzug Butterfly an der Maschine Crunches (frei) Rückenextension an der Maschine Bizepscurl an der Scottcurlbank Beinpresse
Sensorik	XSens Mtw (50Hz)
Referenz	Video (25HZ) mit LED Synchronisation

nen Übungen, mit frei gewählten Trainingsgewichten. Als Bewegungsvorgabe erhielten die Probanden lediglich die Anweisung, eine ca. zwei sekundige Ruhepause vor Beginn der Übung und nach der letzten Wiederholung einzuhalten, damit das Beschleunigungssignal anschließend in den Rohdaten eindeutig auf die

Übungszeit gekürzt werden konnte. Die Beschleunigungsdaten wurden am rechten Handgelenk mit einem XSens MTW (XSens, Enschede, 50Hz) und der zugehörigen MT Manager Software (XSens, Enschede) gemessen. Als Referenzsystem diente eine handelsübliche Webcam (25Hz), die mittels roter LED (Licht emittierender Diode) im Bildausschnitt mit den Beschleunigungsdaten synchronisiert wurde. So war eine eindeutige Zuordnung einzelner Bewegungen zum Beschleunigungssignal möglich.

Die Daten wurden in Matlab R2012b für Mac importiert und manuell über die Markierung der Videoframes mit Aufleuchten der LED synchronisiert. Anschließend wurde die Wiederholungszahl anhand des Videosignals bestimmt. In einem letzten Schritt wurden die Beschleunigungs- und Videodaten anhand der Ruhephasen an Anfang und Ende des Signals manuell gekürzt, um anschließend im Algorithmus weiter verarbeitet zu werden. Die Beschreibung des finalen Algorithmus zur Bestimmung der Wiederholungszahl und weiterer Faktoren findet sich in Abschnitt 7.1.3. In dieser Studie wurde ein erster Algorithmus zur reinen Bestimmung der Wiederholungszahl verwendet.

7.1.1.3 *Ergebnisse*

Insgesamt absolvierten die Probanden 998 Wiederholungen bei 100 geleisteten Trainingssätzen. Alle Probanden konnten die geforderte Wiederholungszahl und Anzahl an Sätzen durchführen. Zudem konnten alle Daten korrekt aufgezeichnet werden. Mit dem finalen Algorithmus konnten von den 998 Wiederholungen 982 korrekt gezählt werden (98,4%). Somit liegt eine Fehlerquote von 1,6% vor. Bezüglich der unterschiedlichen Übungen wurde keine Übungsabhängigkeit der Fehler festgestellt. Neun Trainingssätze wurden nicht korrekt gezählt (Fehlerquote 9%). Dabei konnten die

Fehlerquellen vor allem bei zu stark gefilterten und geglätteten Rohwerten identifiziert werden. Zudem wurde ein Einschwingen¹ des Gravitationsfilters festgestellt.

Tabelle 3: Ergebnisse Studie 1. Übereinstimmung der manuell gezählten und der algorithmisch berechneten Wiederholungszahlen.

Parameter	gezählt	berechnet
Wiederholungen	998	982
Fehlerquote		1,6 %
Sätze korrekt bestimmt	100	91
Fehlerquote		9 %

7.1.1.4 Diskussion

Auf Basis der vorliegenden Referenzwerte kann nun eine erste Stufe des Algorithmus zur Zählung der Wiederholungszahl entwickelt werden. Allerdings liegen nur Referenzdaten für einen Wiederholungsbereich vor, somit ist unklar, ob der Algorithmus anschließend auch für weitere Trainingsmethoden mit anderen Wiederholungsbereichen einsetzbar ist. Des Weiteren wurde in dieser Studie der Einfluss muskulärer Ermüdung nicht berücksichtigt. Die Probanden trainierten mit selbstgewählten Gewichten und absolvierten im Normalfall zehn Wiederholungen. Das Wiederholungsmaximum wurde nicht erreicht, sodass eventuelle Veränderungen in der Kinematik innerhalb des Trainingssatzes

¹ Der Filter benötigt kurze Zeit, um die gewünschte Filterung des Signals zu erreichen. Dieser Vorgang war im vorliegenden Datensatz nach ca. 100 Datenpunkten abgeschlossen

einen Einfluss auf die Berechnung haben könnten. Weiterhin lagen aus Studie 1 nur Referenzdaten für die Wiederholungszahl vor. Zeitliche Faktoren sowie den Bewegungsumfang beschreibende Parameter wurden nicht erhoben. Diese Einschränkungen aus Studie 1 werden in Studie 2 (Abschnitt 7.1.2) untersucht, hier wird zudem eine größere interindividuelle Varianz abgebildet, da eine größere Probandenzahl untersucht wird.

7.1.2 Studie 2: Validierungsstudie

In Studie 1 konnten lediglich Referenzdaten hinsichtlich der Wiederholungszahl erhoben werden. Der Algorithmus wurde zwischen den beiden Studien weiterentwickelt, sodass neben der Wiederholungszahl auch zeitliche Faktoren sowie Parameter bezüglich des Bewegungsumfangs detektiert werden können. Diese sollen in der folgenden Studie validiert werden, um eine finale Version des Protokollierungsalgorithmus zu entwickeln. Dieser wird in Abschnitt 7.1.3 vorgestellt. Die Kennwerte der folgenden Studie sind noch einmal in Tab. 4 zusammengefasst.

7.1.2.1 Zielstellung

Der entwickelte Beschleunigungsalgorithmus berechnet unterschiedliche, die Kinematik der Trainingsübung beschreibende Faktoren. Ob diese Faktoren aber korrekt berechnet werden, konnte bisher nicht überprüft werden. Zudem gibt es keine ausreichend gesicherte Methode, um derart viele Faktoren zu bestimmen, die als Referenzmethode verwendet werden könnte.

7.1.2.2 Methode

Insgesamt wurden 50 Probanden (62% m, Alter: $24,8 \pm 3,0$ Jahre, Trainingserfahrung: $5,3 \pm 3,9$ Jahre, Gewicht: $71,7 \pm 11,55$ kg, Größe: $175,7 \pm 9,2$ cm) gemessen. Die Probanden wurden zufällig in 3 Gruppen eingeteilt (IK, HYP, KA). Zunächst wurde mit den Probanden ein Wiederholungszahltest durchgeführt, um die Trainingsbereiche zu bestimmen. Dazu wählten die Probanden ein Gewicht, was nach eigener Einschätzung maximal zehn mal bewältigt werden konnte. Aus dem bewegten Gewicht und der Anzahl an Wiederholungen, wurde anschließend anhand der Formel

Tabelle 4: Details zur Validierungsstudie (Studie 2).

DETAILS ZUM STUDIENDESIGN	
N	50
Geschlecht	62% männlich
Alter [Jahre]	24,8 ± 3,0
Körpergewicht [Kg]	71,7 ± 11,55
Krafttrainingserfahrung [Jahre]	5,3 ± 3,9
Körpergröße [cm]	175,7 ± 9,2
Gruppen	IK-Training (1-3 Wdh, N=18) Hypertrophie (8-12 Wdh, N=17) Kraftausdauer (15-20 Wdh, N=15)
Trainingsübungen	3 Übungen: Bankdrücken (frei) Beinpresse Rumpfflexion (Maschine)
Sensorik	XSens Mtw (50Hz)
Referenz	Linearseilzugpotentiometer (1000Hz)

nach Brzycki (1993) das 1-RM berechnet, aus dem dann die Trainingsbereiche je nach Gruppenzuweisung berechnet wurden. Dabei entspricht X der Anzahl der Wiederholungen bis zum Wiederholungsmaximum:

$$1\text{-RM} = 1.0278 - 0.0278X \quad (3)$$

Die IK Gruppe (N=18, 50% m) trainierte anschließend mit 1-3 RM. Die HYP-Gruppe (N=17, 70% m) mit 8-12 RM und die KA-

Gruppe (N=15, 66% m) mit 15-20 Wiederholungen. Jeder Proband absolvierte jeweils einen Satz an den drei Trainingsgeräten Bankdrücken (David Health Solution Ltd.), Beinpresse (Phoenix) und Rumpfflexion (David Health Solution Ltd.).

Die Beschleunigungsdaten wurden mit einem Beschleunigungssensor erhoben. Die Probanden trugen am linken Handgelenk den bereits in Studie 1 eingesetzten XSens Mtw (50Hz). Als Referenzmethode wurde ein Linearseilzugpotentiometer (1000Hz, 1mm Auflösung) der Firma Chronojump verwendet. Dieser wurde direkt an der Hantel (Bankdrücken) oder am bewegten Gewicht (Beinpresse, Rumpfflexion) angebracht, um den exakten Orts-Zeitverlauf der Trainingsübung zu quantifizieren. Die XSens-Daten wurden über die XSens MT Manager Software eingezogen, die Daten des Seilzugpotentiometers mittels Chronojump-Software aufgezeichnet. Die Encoder Daten wurden anschließend manuell in Wiederholungen mit jeweiligen Phasen eingeteilt, sodass für jede Übung die Anzahl der Wiederholungen sowie die Dauer der konzentrisch, isometrisch, exzentrischen Phase und der Pause zwischen den Wiederholungen vorlagen. Dabei wurden die Marker von zwei Personen gesetzt und für die weitere Analyse der Mittelwert der einzelnen Markerpositionen beider Beobachter verwendet. Zudem erfolgte die Kalkulation der Bewegungsamplituden in den jeweiligen Phasen.

Die Berechnung der einzelnen Faktoren für die Beschleunigungsdaten wurde mit dem entwickelten Algorithmus durchgeführt. Die Untersuchung der Übereinstimmung der Messsysteme erfolgte mittels Bland-Altman-Plots (Bland & Altman, 1986). Dabei wurden die Daten einmal nach Trainingsübung, einmal nach Trainingsmethode unterteilt und analysiert. Um Unterschiede zwischen den Gruppen, also den Trainingsmethoden, bezüglich der

Wiederholungszahl festzustellen, wurde ein Kruskal-Wallis Test mit Mann-Whitney-U post-hoc Analyse berechnet.

7.1.2.3 *Ergebnisse*

Insgesamt konnten 141 Trainingsübungen ausgewertet werden. Neun Übungen konnten auf Grund von fehlerhaften Messungen nicht in die Auswertung eingeschlossen werden.

WIEDERHOLUNGSZAHL

Über die manuelle Segmentierung im Positionssignal wurden insgesamt 1439 Wiederholungen gezählt. Der Beschleunigungsalgorithmus berechnete eine Gesamtzahl von 1466 Wiederholungen (Fehlerquote: 1,8%). Dies entspricht einer systematischen Abweichung von -0,06 Wdh mit LOA von -0,92-0,79 Wdh (s. Abb. 6 sowie Anhang B).

Die höchste systematische Abweichung zwischen Positionsdaten-Algorithmus (PosAlg) und Beschleunigungsdaten-Algorithmus wurde für die Rumpfflexion festgestellt. Hier war die Abweichung -0,1 Wiederholungen mit LOA (limits of agreement) von 0,8 und -1,0 Wdh. Der kleinste Unterschied zwischen den Methoden wurde für die Bankdrückübung berechnet (-0,04 Wdh, LOA: 0,9 und -0,1).

Bezüglich der Trainingsmethoden ergab der erweiterte Hypertrophiebereich (5-14 Wdh) die größten Abweichungen mit LOA von -2,8-2,3. Vor allem im Kraftausdauerbereich (>15 Wdh) wurden sehr geringe Abweichungen festgestellt (MW=0,06; LOA=-0,6-0,7). Der Kruskal-Wallis Test zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen für die Bankdrück- und Rumpfflexionsübung ($p < 0,01$). Für die Beinpresse wurde kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden ($p = 0,49$). In der post-hoc Analyse

konnte für das Bankdrücken ein Unterschied zwischen IK- und Hypertrophietraining sowie zwischen IK- und Kraftausdauertraining gefunden werden ($p < 0,01$). Die gleichen Unterschiede wurden für die Rumpfflexion gefunden. Zwischen der Hypertrophie- und Kraftausdauermethode wurde für keine Konstellation ein signifikanter Unterschied gefunden.

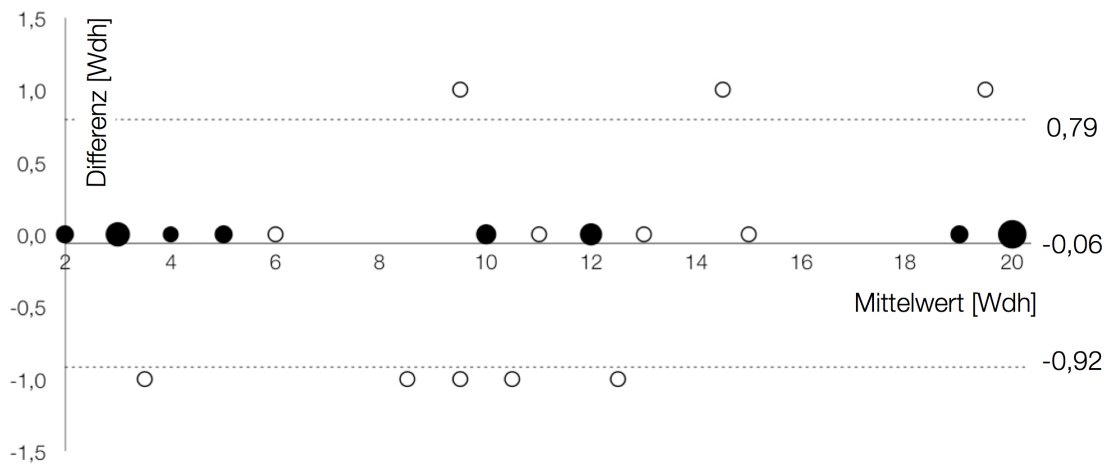


Abbildung 6: Bland-Altman Plot für die Wiederholungszahlberechnung. Dabei bedeuten leere Punkte nur einen Wert. Ausgefüllte Punkte stellen mehrere Messwerte dar, die Größe der Punkte ist zudem ein Indikator für die Anzahl der gleichen Messwerte.

ZEITFAKTOREN

Der PosAlg berechnete über alle Probanden eine insgesamt TUT (Time under Tension) von 4327 s, während der AccAlg 4585 s berechnete (Abweichung: 5,6%). Dabei wurde die erste Bewegungsphase (bis zum Umkehrpunkt der Bewegung) vom PosAlg mit 2070 s berechnet, der AccAlg gab 2301 s aus (Abweichung: 10,0%). Die zweite Phase wurde mit 2214 s durch den PosAlg und mit 2190 s durch den AccAlg bestimmt (Abweichung: 1,1%).

Isometrische Phasen wurden durch den PosAlg mit 42 s ausgegeben, der AccAlg berechnete insgesamt 95 s isometrische Phase

(Abweichung: 56%). Die geringste systematische Abweichung der TUT betrug 0,3 s (LOA: 4,5 und -3,9 s) beim Bankdrücken, hier berechnete der PosAlg also durchschnittlich längere Belastungszeiten. Bei der Bankdrückübung war zudem die höchste systematische Abweichung zwischen beiden Messsystemen bezüglich der Länge der ersten Phase (-0,8 s, LOA: 3,9 und -5,5 s) zu finden. Die höchste Abweichung in der TUT wurde für die Rumpfflexion detektiert (2,1 s; LOA: 6,2 und -2,0 s). Hier wurde auch die höchste systematische Abweichung der zweiten Phase gefunden (2,75 s; LOA: 8,34 und -2,8 s). Die höchste Abweichung in der Pausenlänge wurde für die Beinpresse festgestellt (1,6 s; LOA: 8,3 und -5,1 s). Alle Ergebnisse der Bland-Altman-Plots für die Zeitfaktoren können in Abb. 7 sowie Anhang B eingesehen werden.

BEWEGUNGSUMFANG

Mittels Seilzugpotentiometer konnte der Bewegungsumfang mit einer Auflösung von 1 mm gemessen werden. Durch zweifache Integration der Beschleunigungsdaten ist es ebenfalls möglich, Ortsveränderungen des Sensors zu berechnen. Für alle Trainingssätze wurde der mittlere ROM in Abhängigkeit vom maximalen ROM im jeweiligen Satz berechnet. Dabei wurde für die Beschleunigungsdaten der maximale und mittlere ROM für die zweite bis letzte Wiederholung bestimmt. Der PosAlg berechnete einen mittleren ROM über alle Datensätze von $91,2 \pm 7,0\%$. Der AccAlg berechnete einen deutlich geringeren ROM ($73,4 \pm 18,4\%$). Die Bland-Altman Plots ergaben eine dementsprechend hohe Abweichung von $-17,7\%$ (LOA: -18,9 und 54,3%).

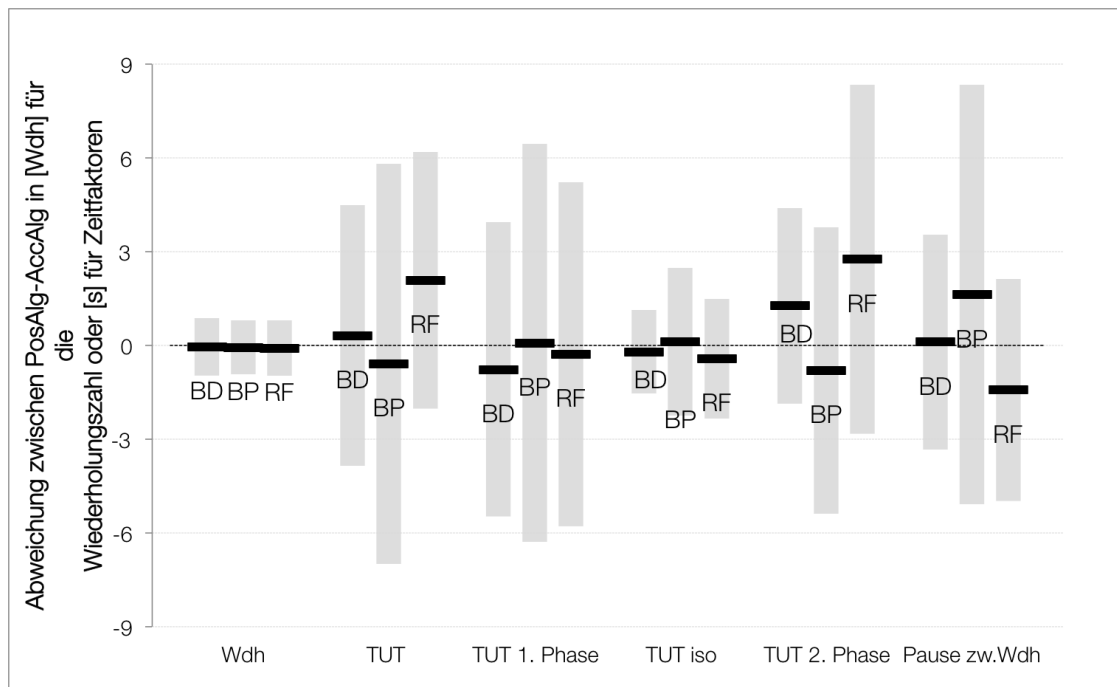


Abbildung 7: Systematische Abweichung und Limits of Agreement (LOA) für Wiederholungszahl und Zeitparameter. TUT= time under tension; BD=Bankdrücken; BP=Beinpresse; RF=Rumpfflexion.

7.1.2.4 Diskussion

Trotz weniger komplexer Berechnungsmethoden und der Verwendung nur eines Beschleunigungssensors, konnte die Wiederholungszahl mit höherer Präzision bestimmt werden als in vorherigen Studien (Chang et al., 2007; Pernek et al., 2012). Zudem wurde eine größere Anzahl an Trainingsmethoden betrachtet als in Studie 1. Dies beeinflusste die Genauigkeit des Algorithmus nicht. Demnach wäre es möglich, den Algorithmus in der vorgestellten Form (s. Abs. 7.1.3) direkt in kleine Endbenutzergeräte mit limitierter Berechnungskapazität zu integrieren.

Zeit- und Bewegungsumfangsparameter konnten mit PosAlg und AccAlg bestimmt werden. Dabei wurde eine geringere Übereinstimmung der Methoden als bei der Wiederholungszahl festgestellt. In den Positionsdaten wurden die Marker von zwei Be-

obachten gesetzt. Dies stellt allerdings eine nicht unerhebliche Fehlerquelle dar, da vor allem isometrische Phasen sowie Pausen zwischen den Wiederholungen im Positionssignal nicht eindeutig zu erkennen waren. Da die isometrischen Phasen und Pausen bei falscher Markierung durch die Auswerter zu den anderen Phasen gezählt werden, führt eine Ungenauigkeit in der Bestimmung isometrischer Phasen und Pausen automatisch zu Fehlern in den anderen Zeitparametern.

Die ROM-Daten lassen sich aktuell mit dem AccAlg hinsichtlich des durchschnittlichen ROM innerhalb des Satzes nicht zufriedenstellend auswerten. Hier ist der Integrationsfehler sehr groß, der vor allem durch die geringe Messfrequenz hervorgerufen wird. In zukünftigen Entwicklungsstufen müsste also entweder mit deutlich höheren Messfrequenzen gearbeitet werden oder auf alternative Methoden der ROM Bestimmung, z.B. über präzise Luftdruckmesser zurückgegriffen werden. Allerdings würde die zweite Variante je nach Übung nicht mehr funktionieren, wenn z.B. die Übungsausführung keine Höhenänderung des Sensors beinhaltet. Daher ist die Erhöhung der Messfrequenz zu bevorzugen. Vor allem durch das Einschwingen der unterschiedlichen Filter in der Vorverarbeitung der Daten wird die erste Wiederholung im AccAlg häufig mit sehr hohem ROM ausgegeben, sodass die Maximalwerte im ROM immer für die zweite bis letzte Wiederholung bestimmt wurden. Eine weitere Möglichkeit der exakteren Bestimmung des ROM wäre die Integration anderer Sensordaten von z.B. Gyroskopen. Somit könnte über bestimmte Filteralgorithmen (Kalman-Filter) eine deutlich exaktere Positionsbestimmung des Sensors erfolgen. Dies ist aus den beschriebenen Gründen (s. Kapitel 1) nicht umgesetzt worden. Die prozentuale Angabe bezieht sich in beiden Fällen (PosAlg und AccAlg) auf die maximal gemessenen ROM innerhalb des Satzes. Sollten die Messwer-

te anhand des maximalen möglichen Bewegungsumfanges relativiert werden, müsste zusätzlich eine Kalibrationsmessung für jede Übung erfolgen.

Es ist eine Abhängigkeit der Übereinstimmung beider Messsysteme von der Trainingsübung zu vermuten. Hier wäre eine übungsspezifische Verarbeitung im Algorithmus vermutlich vorteilhaft, würde jedoch die Eingabe der Übung durch den Nutzer voraussetzen, bzw. die Erkennung der Übung durch aufwändigere Algorithmen nötig machen und so die Verarbeitungskapazität der im Projekt verwendbaren Hardware überfordern. Zudem wäre das Vorhandensein einer übungsspezifischen Referenzdatenbank nötig, mit der die aktuellen Bewegungsmuster verglichen werden könnten, wie sie bei Pernek et al. (2012) eingesetzt wurde. Hieraus entstünde aber zusätzlicher Speicherbedarf, der im Endgerät integriert werden müsste. Weiterhin verwendet der vorgestellte Algorithmus nur einen Beschleunigungssensor, der an einem bewegten Körperteil angebracht wird. Somit ist ein zweiter Sensor, wie bei Chang et al. (2007) nicht nötig. Weiterhin kann die Berechnung der Trainingsparameter nahezu in Echtzeit erfolgen, da nur geringe Rechenkapazität verwendet wird. Bei Pernek et al. (2012) wurde mittels Dynamic Time Warping Ansatz zwar eine gute Validität der berechneten Werte erreicht, jedoch war diese Methode sehr rechenintensiv, sodass die Ergebnisse mit einer gewissen zeitlichen Verzögerung vorlagen. Da die vorgestellte Methode durch die einfache Anbringung und den kleinen Formfaktor sehr flexibel einsetzbar ist, bietet sie deutliche Vorteile gegenüber stationären Systemen, wie dem bei Novatchkov & Baca (2013) beschriebenen. Weiterer Vorteil des Algorithmus ist die datenorientierte Auswahl verschiedener Filter- und Glättungsparameter (s. Abschnitt 7.1.3.2). Somit ist eine Vielzahl unterschiedlicher Bewegungscharakteristiken messbar. Der Algorithmus passt sich also

flexibel an die entsprechende Bewegung an. Diese Passung wird in der geringen Fehlerquote des Algorithmus unabhängig von der Trainingsmethode deutlich. Die in Studie 1 verwendete Version wies deutlich größere Abweichungen und Abhängigkeiten von beispielsweise der Bewegungsgeschwindigkeit auf.

Auf Basis der in Studie 2 dokumentierten Ergebnisse und dem im folgenden Abschnitt vorgestellten Algorithmus ist eine weitere Verarbeitung der Trainingsparameter möglich, sodass nicht nur Trainingsdaten protokolliert, sondern auch weitergehende Analysen hinsichtlich der tatsächlichen Trainingsbeanspruchung sowie der Trainingssteuerung realisiert werden können.

7.1.3 *Algorithmus zur Protokollierung der Trainingsdaten*

Der Algorithmus zur objektiven Protokollierung der kinematischen Trainingsdaten ist in drei Unterabschnitte aufgeteilt. In der Vorverarbeitung werden die Roh-Beschleunigungsdaten in das entsprechende Format gebracht, um in Teil 2 (Bestimmung der Wiederholungszahl, Abs. 7.1.3.3) in einzelne Wiederholungen aufgeteilt zu werden, deren Charakteristika in Teil 3 (Berechnung der Parameter, Abs.7.1.3.4) bestimmt werden. Der Algorithmus wurde in Studie 1 und Studie 2 mit 50Hz-Beschleunigungsdaten verwendet. Da für die geplante Verwendung eines Prototypen maximal mit 25 Hz aufgezeichnet werden konnte, wurde der Algorithmus für diese Messfrequenz optimiert. Die in diesem Abschnitt angegebenen Faktoren für Filterung und Glättung beziehen sich auf Beschleunigungsdaten mit 25Hz Aufzeichnungsfrequenz. Diese Faktoren wurden in einer Optimierungsrechnung basierend auf Studie 2 bestimmt. Hier wurden insgesamt 622 Kombinationen der Filter- und Glättungsfaktoren berechnet und hinsichtlich der Übereinstimmung mit den Referenzdaten überprüft. Der Algorithmus geht von drei Beschleunigungsachsen aus, diese müssen in m/s^2 ausgegeben werden und sind vollständig ungefiltert.

Die Programmierung erfolgte in Matlab R2013b für Mac, Kommentare sind in grüner Schrift abgehoben, interne Funktionen von Matlab sind in blau gekennzeichnet, Text-Variablen in magenta. Die Kommentare sind auf Grund internationaler Kompatibilität in englischer Sprache verfasst. Der gesamte Code findet sich in Anhang C.

7.1.3.1 *Benutzer-gestützte Beschneidung der Daten*

Da es sich bei den Ausgabewerten des Algorithmus i.d.R. um zeitkritische Daten handelt, müssen die Daten auf den exakten Übungsbereich beschnitten werden. D.h. in die Vorverarbeitung sollen nur die Beschleunigungsdaten übergeben werden, die während der tatsächlichen Ausführung der Übung erzeugt wurden. In Studie 1 und 2 fand die Auswahl der relevanten Daten manuell und offline statt. Dazu mussten die Probanden in der Ausführung der Bewegung eine kurze Ruhephase ohne Bewegung einhalten, sodass Beginn und Ende der Bewegung deutlich im Signal sichtbar waren. Da die Daten in der Anwendung aber möglichst online analysiert werden sollen, ist dieses Vorgehen nicht weiter umsetzbar. Zudem soll die Start- und Stop-Erkennung der tatsächlichen Bewegung möglichst benutzerfreundlich ablaufen, sodass der Trainingsablauf nicht beeinflusst wird. Dazu wurde der folgende Bedienablauf entwickelt und getestet.

Auf dem Prototyp wäre ein Knopf für die Bedienung durch den User nötig. Diesen drücken die Probanden, sobald sie bereit sind die Übung zu starten. Anschließend werden die Beschleunigungsdaten aufgezeichnet und in einer Schleife wird die Standardabweichung der drei Achsen in einem Fenster von zwei Sekunden überprüft. Fällt diese unter $0,5\text{m/s}^2$, erhält der Benutzer ein akustisches und/oder optisches Signal und ab diesem Punkt werden die Daten aufgezeichnet (s. Abb. 8).

Während der Datenaufzeichnung läuft die Überprüfung der Standardabweichung weiter. Wird wieder eine Phase von zwei Sekunden mit $SD < 0,5\text{m/s}^2$ festgestellt, endet die Aufzeichnung automatisch und die Daten werden um zwei Sekunden vom Ende beschnitten. Auf Basis dieser Routine bleibt dem Sportler beliebig viel Zeit, um sich für die gewünschte Übung zu positionieren

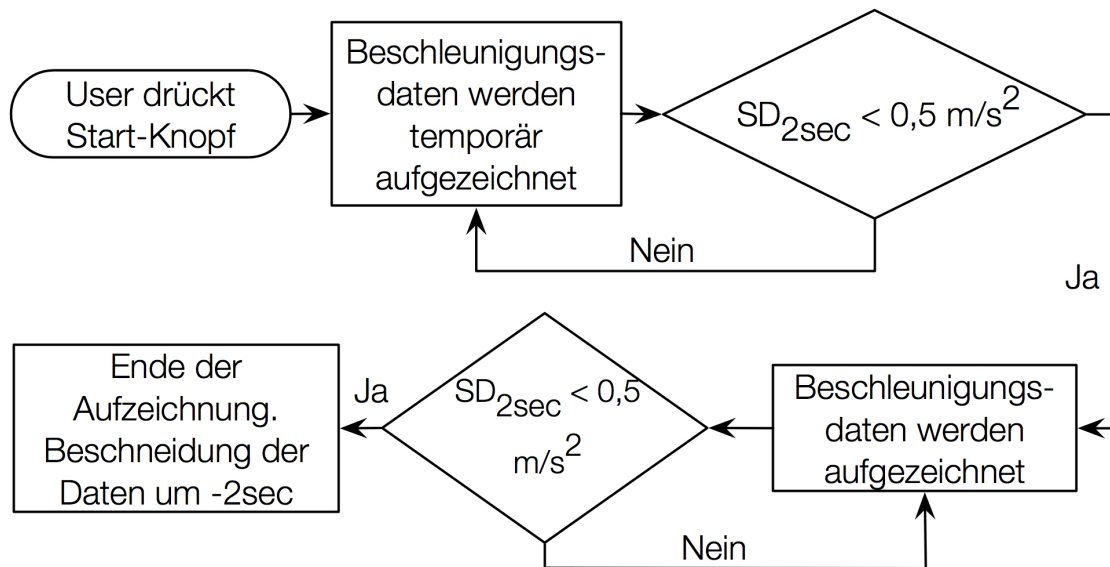


Abbildung 8: Ablauf der Start-Stop Erkennung zur zeitlichen Eingrenzung der aufgezeichneten Daten. Es wird immer die mittlere Standardabweichung aller drei Beschleunigungsachsen betrachtet.

und die Startposition einzunehmen. Auch das Ende der Übung kann ohne Tastendruck erkannt werden, sodass die Daten möglichst genau zugeschnitten sind und der Sportler nicht gezwungen ist, in ermüdetem Zustand einen Stop-Knopf möglichst schnell zu drücken, um exakte Daten zu erhalten.

7.1.3.2 Vorverarbeitung der Daten

Um in weiteren Schritten des Algorithmus ausgewertet zu werden, müssen die Rohdaten des Beschleunigungssensors entsprechend vorverarbeitet werden. Wie in Abschnitt 6.2.1 beschrieben, ist der Einfluss der Erdbeschleunigung bei reinen Beschleunigungsmessungen immer auf einer oder mehr als einer Achse anteilig vorhanden. Um die reinen Bewegungsdaten ohne Lageänderungen zu enthalten, muss der Einfluss der Erdbeschleunigung minimiert werden. Dazu wird ein Tiefpassfilter eingesetzt. Mit diesem wird ein Vektor erzeugt, der dem Vektor der Erdbeschleunigung auf der jeweiligen Achse entspricht; dieser wird von den

Rohdaten abgezogen. Da zudem ein starkes Einschwingen der Filters innerhalb der ersten 1-2 Sekunden der Daten zu beobachten war, enthält die Vorverarbeitung zusätzlich eine Reduktion der systematischen Verschiebung zu Beginn des Signals durch Subtraktion des Startwertes vom gesamten Signal. Die algorithmische Umsetzung dieser Schritte in Matlab ist in Algorithmus 1 (Anhang C) ersichtlich sowie in Abbildung 9 nachzuvollziehen. Neben der Erdbeschleunigung sind im Signal weitere hochfrequente Störungen im Beschleunigungssignal enthalten (s. Abb. 9). Diese gilt es in weiteren Schritten zu entfernen, um schließlich die reinen Bewegungsdaten in ausreichend hoher Auflösung zu erhalten. Dazu ist es nötig, eine Grundcharakteristik des Signals zu erhalten, um anhand dieser, spezifische Filter- und Glättungsfaktoren einstellen zu können. Dazu werden die Rohdaten standardisiert gefiltert (Butterworth lowpass, 0,5 Hz Grenzfrequenz) und anhand der Standardabweichung der einzelnen Achsen (innerhalb der mittleren 80% des Signals) eine Hauptbewegungsachse mit der höchsten Standardabweichung bestimmt. Auf dieser gefilterten Achse sind die größten Bewegungsausmaße zu beobachten. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die gewünschten Hauptbewegungsmerkmale, wie die Bewegungsfrequenz, normierte Bewegungsgeschwindigkeit (Wiederholungen/Sekunde) sowie die Beschleunigungsamplitude auf dieser Hauptachse zu berechnen sind (s. Algorithmus 2). Die Bewegungsfrequenz und normierte Bewegungsgeschwindigkeit werden mittels Fast Fourier Transformation (FFT, s. Algorithmus 3) bestimmt. D.h., das Signal wird in sein Frequenzspektrum zerlegt und die Frequenz mit der höchsten Leistung als Grundfrequenz der Bewegung angenommen.

Basierend auf den Ergebnissen der FFT und der Amplitude der Hauptbewegungsachse werden die Rohdaten amplituden- und ge-

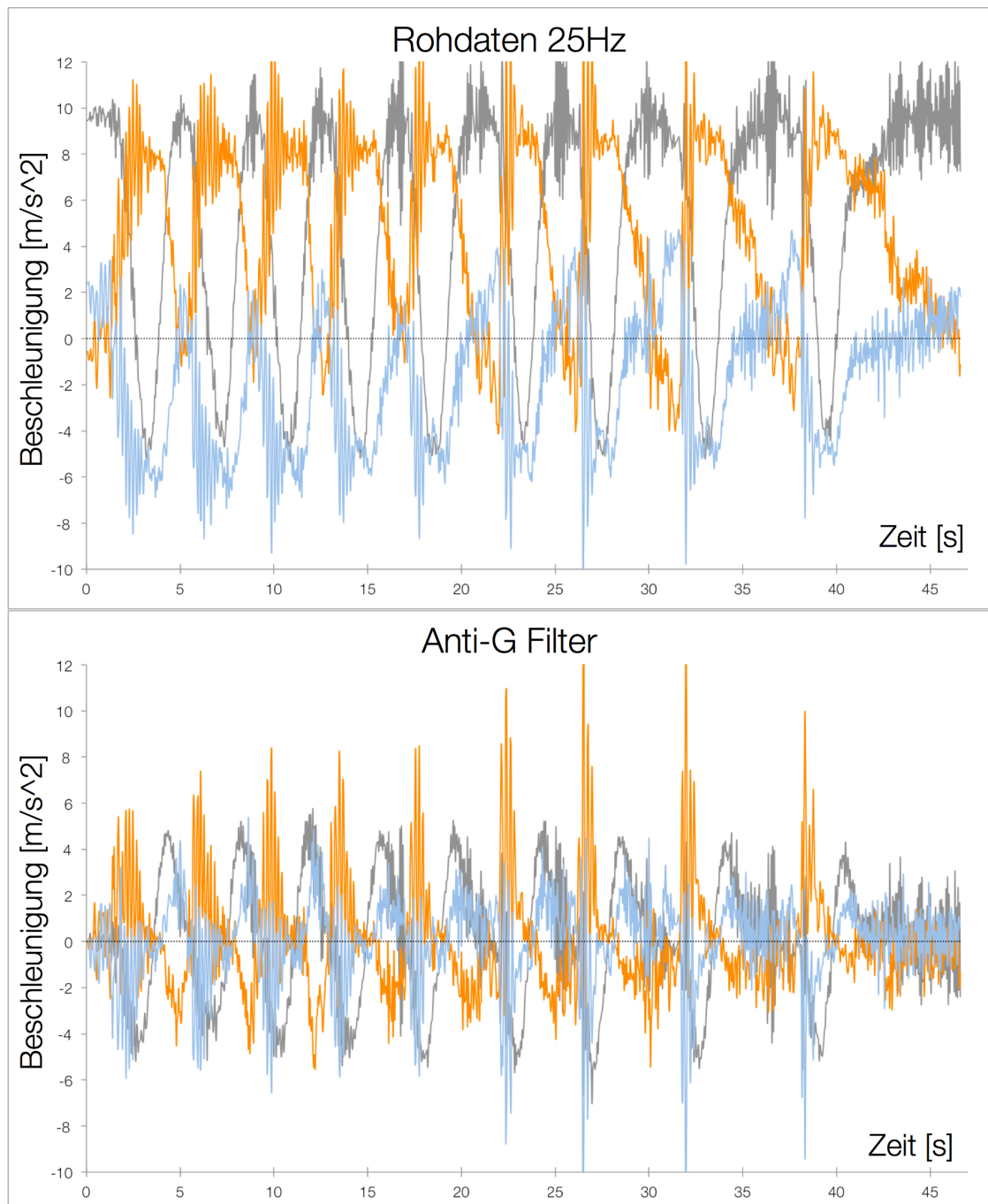


Abbildung 9: Rohdaten eines Beispieldatensatzes (oben) und gravitationsbereinigte Daten (unten). X-Achse: orange, Y-Achse: grau, Z-Achse: blau.

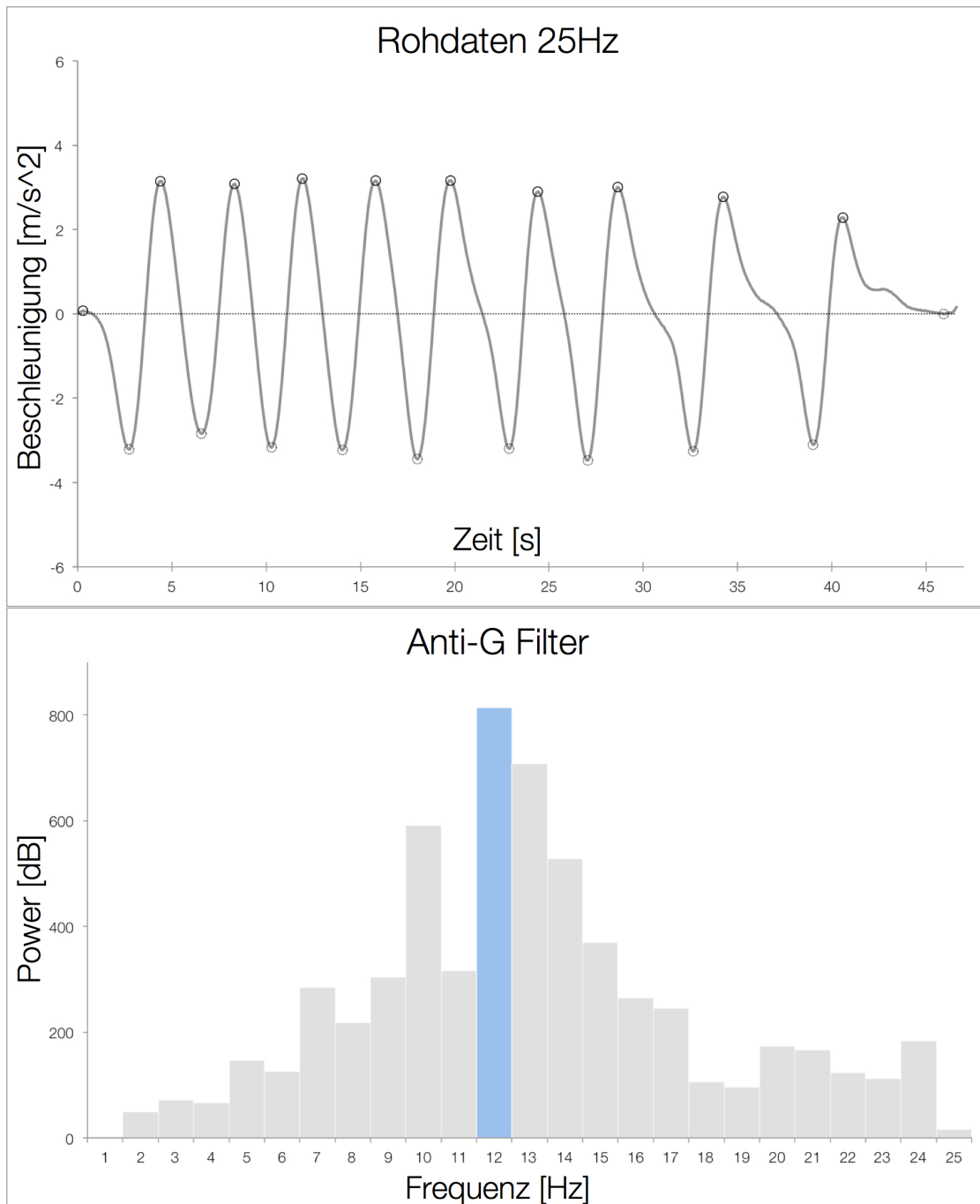


Abbildung 10: Standardisiert gefilterte Hauptbewegungsachse mit detektierten Peaks (oben) und Frequenzspektrum der Hauptachse (unten). Die dominante Frequenz ist blau markiert.

schwindigkeitsspezifisch gefiltert. Wurde eine geringe Beschleunigungsamplitude detektiert (Amplitude $<1 \text{ m/s}^2$), werden die Rohdaten stärker gefiltert (Butterworth lowpass, 1. Ordnung, 0,125 Hz). Bei Standard-Werten (Amplitude $>1 \text{ m/s}^2$) werden die Daten weniger stark gefiltert (Butterworth lowpass, 1. Ordnung, 0,625 Hz). In einer Kombination aus Filterung und Glättung wurden die besten Vorverarbeitungsergebnisse erzielt, sodass die Rohdaten nach der Filterung noch geschwindigkeitsbezogen geglättet werden. Dabei ist das Entscheidungskriterium für die Glättung die anhand der Hauptachse bestimmte normierte Bewegungsgeschwindigkeit (Wiederholungen pro Sekunde). Bei sehr schneller Bewegungsausführung ($> 1 \text{ Wdh/Sekunde}$) wird ein gleitender Durchschnitt mit 0,25 s Fensterbreite verwendet. Bei sehr langsamer Ausführung ($< 0,6 \text{ Wdh/Sekunde}$) wird die Fensterbreite auf 1 s erhöht, bei durchschnittlicher Bewegungsgeschwindigkeit wird mit 0,5 s Fensterbreite geglättet. Die Einzelschritte sind in Algorithmus 4 und die Ergebnisse der Filterung und Glättung sind in Abb. 11 ersichtlich. Am Ende der Vorverarbeitung wird aus den geglätteten Beschleunigungsachsen (AccX, AccY und AccZ) eine resultierende Beschleunigung (Acc_{res}) anhand der euklidischen Distanz berechnet (s. Bild 11):

$$\text{Acc}_{\text{res}} = \sqrt{\text{AccX}^2 + \text{AccY}^2 + \text{AccZ}^2} \quad (4)$$

Zudem werden durch eine Extremwertfunktion (Borges, 2014) Extremwerte, also Maxima und Minima der Hauptbewegungsachse bestimmt. Die Funktion beinhaltet einen einstellbaren Grenzwert, sodass diese Extremwerte wiederum amplitudenspezifisch bestimmt werden. Demnach können für geringere Beschleunigungsamplituden geringere Grenzwerte für einen Extremwert verwendet werden als für durchschnittliche Amplituden (s. Algorithmus 5).

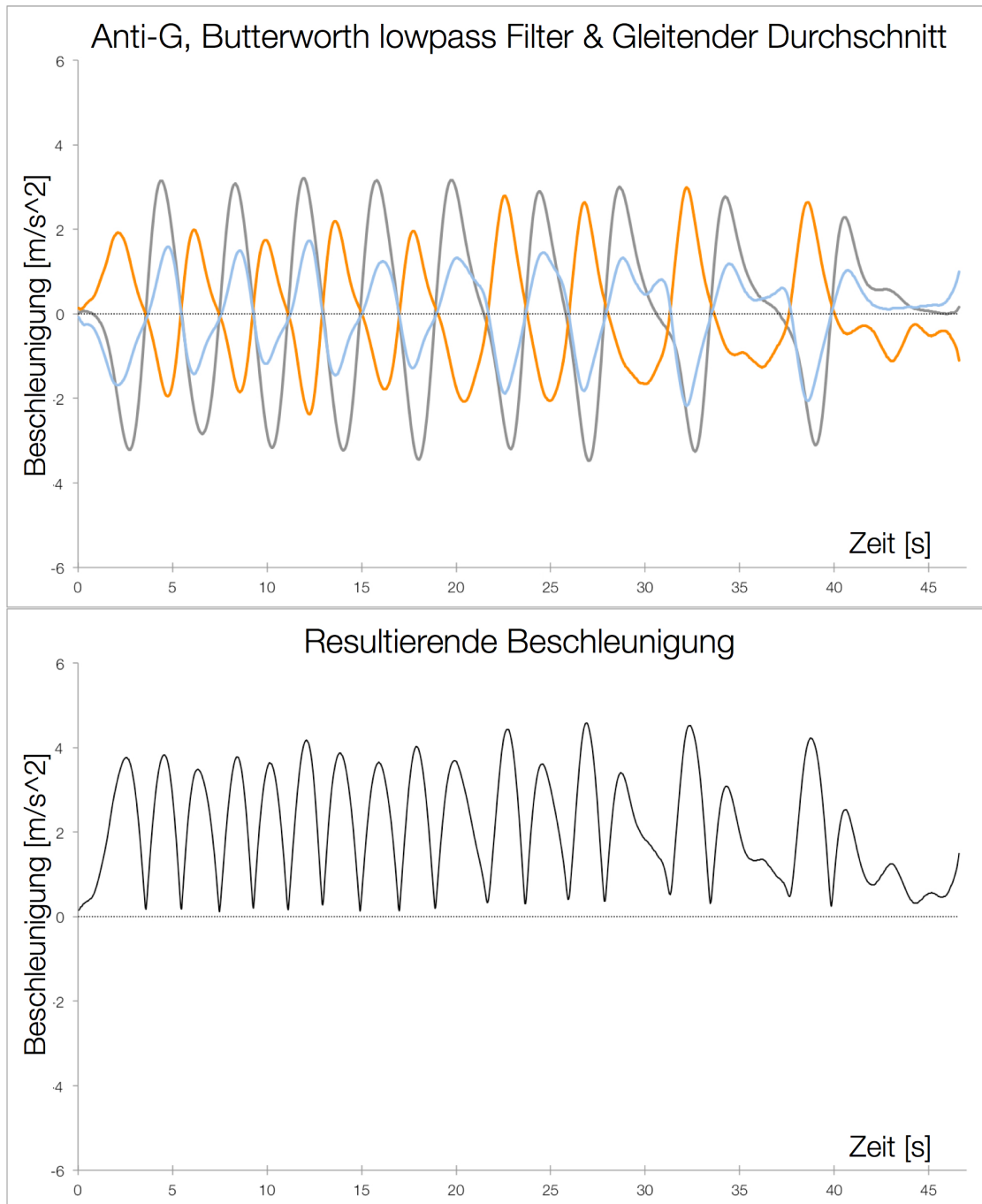


Abbildung 11: Gravitations- und Tiefpassgefilterte Daten sowie resultierende Beschleunigung als Ergebnis der Vorverarbeitung der Rohdaten.

7.1.3.3 Bestimmung der Wiederholungszahl

Zur Bestimmung der Wiederholungszahl werden im Beschleunigungssignal Phasen von geringer Beschleunigung auf allen drei

Achsen gesucht, da diese die Umkehrpunkte der Bewegungen darstellen. Dazu wird der Differenzvektor aus allen drei Achsen berechnet. Die Minima dieses Differenzvektors (Crossings) werden anschließend wieder über die Extremwertfunktion bestimmt. Darauf folgend werden die Crossings mit den Minima und Maxima der gefilterten Hauptbewegungsachse anhand des zeitlichen Auftretens sortiert. In einer korrekten Wiederholung muss immer die Reihenfolge Crossing-Minimum-Crossing-Maximum-Crossing vorzufinden sein. Im Algorithmus werden daher anhand dieser Reihenfolge die Extremwerte und Crossings korrigiert. Doppelte Einträge, z.B. zwei aufeinanderfolgende Crossings werden darauf folgend zu einem Crossing reduziert. Dabei wird der Zeitwert des Crossings auf den resultierenden Beschleunigungsvektor projiziert und das Crossing mit dem niedrigsten Beschleunigungswert als das korrekte Crossing weiterverwendet. Zudem werden Wiederholungen mit sehr kurzen Phasendauern eliminiert. Als letzter Korrekturschritt werden Phasen mit sehr geringen Beschleunigungen über das Flächenintegral korrigiert, also nicht als korrekte Phase bewertet. Nach den verschiedenen Korrekturen (s. Abb. 12) werden nun zur Bestimmung der Wiederholungszahl die Anzahl der korrekten Crossings bestimmt und immer 3 Crossings als eine Wiederholung gezählt, wobei das dritte Crossing immer das Ende einer Wiederholung sowie den Anfang der nächsten Wiederholung darstellt.

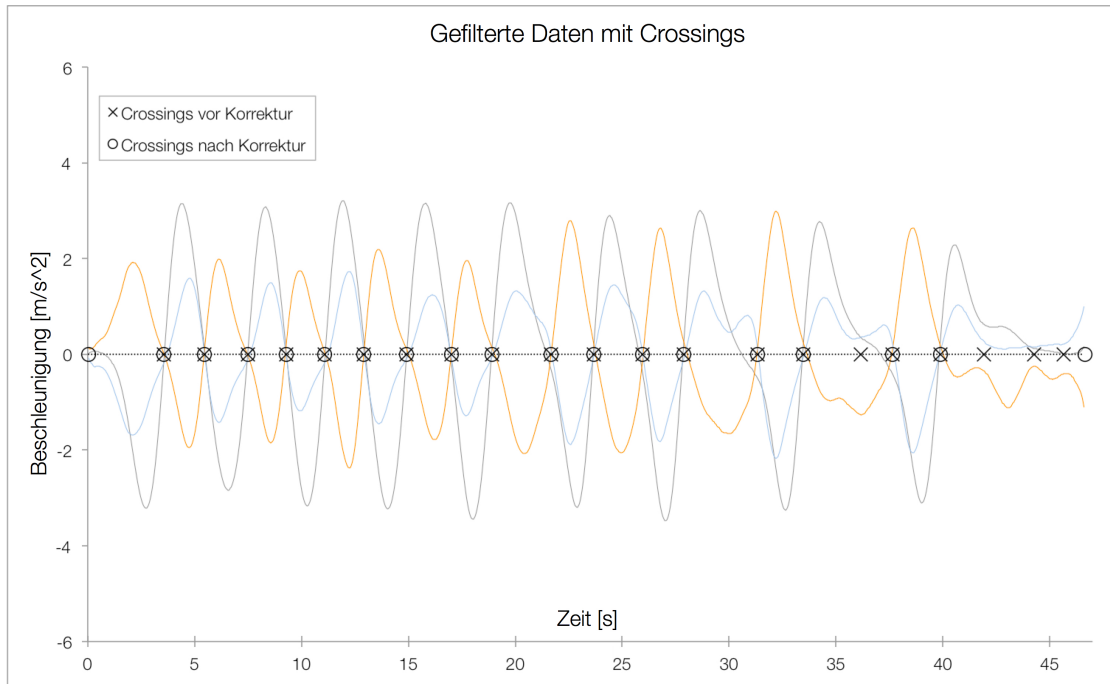


Abbildung 12: Gefilterte Beschleunigungsdaten mit eingezeichneten Kreuzungspunkten vor der Korrektur (x) und nach der Korrektur (o).

7.1.3.4 Berechnung weiterer Parameter

Neben der Wiederholungszahl soll der Algorithmus weitere trainingssatzspezifische Parameter berechnen. Dazu gehört die Dauer der Wiederholungen sowie der einzelnen Bewegungsphasen in den jeweiligen Kontraktionsformen. Zudem soll der ROM berechnet und für die einzelnen Wiederholungen ausgegeben werden. Zunächst werden daher die zeitlichen Abstände zwischen den Kreuzungspunkten bestimmt, um die erste und zweite Bewegungsphase sowie die Gesamtdauer einer Wiederholung zu berechnen. Zur Korrektur dieser Phasendauern mit den isometrischen Phasen und Pausen zwischen den Wiederholungen wird ein gleitender Mittelwert mit großer Fensterbreite für die resultierende Beschleunigung berechnet. Befindet sich das resultierende Beschleunigungssignal für die isometrische Phase unterhalb von 0,5 mal

diesem gleitenden Durchschnitt, wird die Phase als isometrische Phase erkannt. Für die Pausendauer zwischen den Wiederholungen wird ein Grenzwert von 0,6 mal dem gleitenden Durchschnitt angenommen. Die erste und zweite Bewegungsphase wird anschließend mit den bestimmten Phasen mit geringer Beschleunigung korrigiert, sofern die Ruhephasen länger als 0.5 Sekunden sind.

Um Geschwindigkeit und Ort zu berechnen, wird das Beschleunigungssignal mit der Trapezmethode integriert, zudem aus den jeweiligen drei Achsen die resultierende Geschwindigkeit und der resultierende Ortsvektor berechnet. Da die Daten nur mit 25 Hz eingezogen werden, ist diese Integration allerdings relativ fehlerbehaftet, weshalb auch hier Korrekturen für eine optimale Analyse der Bewegung nötig sind. Bei Kenntnis der Position der Kreuzungspunkte der Beschleunigungsachsen können die Startpunkte der Wiederholung erkannt und der driftende integrierte Vektor wieder auf Null gesetzt werden. Hierbei ist zu vermuten, dass der erhaltene Fehler bei nicht vollständiger Wiederherstellung der Ausgangsposition der Bewegung kleiner ist als der Integrationsfehler auf dem gesamten Vektor. Da zudem der tatsächliche Bewegungsumfang der Trainingsübung nicht bekannt ist, wird die ROM nur prozentual zur maximalen Ortsänderung innerhalb des Satzes angegeben.

Um den Impuls ($P = m * v$) für jede Übung zu berechnen, wird von einem konstanten Gewicht ausgegangen, da die Masse dem Algorithmus nicht bekannt ist. Demnach wird der Impuls für jede Wiederholung für die konzentrische und exzentrische Phase anhand der Beschleunigung * Zeit (v) innerhalb der Phase berechnet.

7.2 ERMÜDUNGSERKENNUNG

Mittels des Algorithmus zur automatisierten Protokollierung von Trainingsparametern (s. Abs. 7.1.3) kann ein Krafttrainingssatz in verschiedene Parameter zerlegt werden, die zum einen als objektive Kontrollparameter betrachtet, zudem aber auf Grund ihrer detaillierten Bewegungsbeschreibung auch zu weiteren Analysen verwendet werden können. Ein Teilziel im Kooperationsprojekt ist die Erkennung von Ermüdung und dementsprechend die Rückmeldung an den Athleten zur Optimierung des Trainingsprozesses. Dazu sollen im Beschleunigungssignal charakteristische Variablen gekennzeichnet werden, die einen ermüdenden von einem nicht-ermüdenden Satz diskriminieren. Dabei bezeichnet ein nicht ermüdender Satz eine Durchführung der Übung ohne teilweises oder vollständiges muskuläres Versagen.

7.2.1 Studie 3: Ermüdungserkennung

Da bisher keine Erkenntnisse zur multifaktoriellen Erkennung von Ermüdung im Krafttraining, basierend auf Beschleunigungsdaten, vorhanden sind, wurde eine explorative Principal Component Analyse berechnet. Als Grundlage für die PCA (Erklärung in Abschnitt 6.2.4) musste ein neuer Datensatz erhoben werden. Hierbei war entscheidend, die Belastung derart zu gestalten, dass eventuell konsistente Unterschiede in der Bewegungsausführung für ermüdende und nicht ermüdende Sätze im Ergebnis der PCA sichtbar sein konnten. Daher wurde das in Tab. 5 vorgestellte Studiendesign mit drei unterschiedlichen Belastungsbereichen pro Übung gewählt.

Tabelle 5: Details zur Ermüdungsstudie.

DETAILS ZUM STUDIENDESIGN	
N	20
Geschlecht	60% männlich
Alter [Jahre]	25,1 ± 1,5
Körpergewicht [Kg]	73,9 ± 14,5
Krafttrainingserfahrung [Jahre]	6,7 ± 5,4
Belastungsvorgaben	drei Sätze je Übung: 50% 12-RM 75% 12-RM 100% 12-RM
Trainingsübungen	3 Übungen: Bizepscurl (Seilzug) Bankdrücken (frei) Beinstrecker (Maschine)
Sensorik	XSens Mtw (50Hz) Linearseilzugpotentiometer (1kHz)
EMG	Noraxon (3kHz) rechter Bizeps Brachii Standard Klebeelektroden ca. 2 cm Elektrodenabstand

7.2.1.1 Zielstellung

Basierend auf den automatisch protokollierten Trainingsdaten kann vermutet werden, dass es einen Unterschied zwischen ermüden-

den Krafttrainingssätzen und Sätzen ohne sichtbare Ermüdung gibt. Demnach müssten sich anhand der PCA die Sätze, die bis zum muskulären Versagen durchgeführt wurden, von den Sätzen mit geringeren Beanspruchungen auf Basis von gleichbleibenden Mustern für den jeweiligen Beanspruchungsbereich unterscheiden lassen. Diese Muster gilt es in Studie 3 zu finden und auf Basis der relevanten Variablen einen Ermüdungsfaktor zu entwickeln. Dieser soll den Parameter *Ermüdung* anhand möglichst weniger Faktoren ausreichend beschreiben, um so eine objektive Diskriminierung von ermüdenden und nicht-ermüdenden Trainingssätzen zu ermöglichen.

7.2.1.2 Methode

Es wurde ein Datensatz mit 20 Probanden erhoben (60%m, 25,1 ±1,5 Jahre; 73,9 ±14,5kg; 167,5 ±40,2cm; 6,7 ±5,4 Jahre Trainingserfahrung). In Vortest (VT) und Haupttest (HT) wurden jeweils die Übungen Bizepscurl, Beinstrecker und Bankdrücken absolviert. Zunächst wurde in einem Vortest das 12 RM ermittelt. Dabei wurden die Probanden gebeten, an jedem Gerät ein Gewicht zu wählen, das sie maximal zehn mal korrekt bewältigen konnten. Die Wiederholungszahl wurde notiert und mit der Formel nach Brzycki (1993) das 1-RM berechnet. Anschließend wurde auf Basis des Verhältnisses von % des 1-RM und der Wiederholungszahl nach Baechle & Earle (2008) das 12-RM mit 72% des 1-RM ermittelt. Dann wurden 50 und 75% des 12-RM berechnet. Um lokale Ermüdung am Muskel zu vermeiden, wurde nach zwei Tagen Pause der HT mit allen Probanden durchgeführt. Die Probanden führten jeweils einen Satz mit 50%, einen Satz mit 75% und einen Satz mit 100% des im VT ermittelten 12-RM durch. Dabei bekamen die Probanden die Vorgabe in den 50 und 75%

Sätzen exakt 12 Wiederholungen zu absolvieren. Die 100% 12-RM Sätze wurden bis zum muskulären Versagen durchgeführt. Die Beschleunigungsdaten wurden mittels XSens-MTw (50Hz) am rechten Handgelenk gemessen (s. Abb. 13). Zusätzlich wurde die Bewegung mit einem Linear-Seilzugpotentiometer (Chronojump, 1000Hz) aufgezeichnet. Bei der Übung Bizepscurl wurde zudem ein EMG des Bizeps Brachii gemessen (Noraxon, 3000Hz, Ambu Blu Sensor N, Elektrodenabstand ca. 2cm). Dabei war die Messung von XSens und Noraxon synchron. Die Potentiometer-Daten



Abbildung 13: Anbringung des Beschleunigungssensors (XSens Mtw, orange) und der EMG-Elektroden am rechten M. Bizeps brachii bei der Übung Bizepscurl. Der Seilzugpotentiometer war an den Gewichten des Seilzuges befestigt.

wurden synchron zu den Beschleunigungsdaten gekürzt und von zwei erfahrenen Bewertern in die einzelnen Bewegungsphasen eingeteilt. Anschließend wurden die Phasendauern- und ampli-

tuden für jede Wiederholung berechnet. Die Trainingsparameter wurden mittels Beschleunigungsalgorithmus (s. Abschnitt 7.1.3) berechnet. Die EMG-Daten wurden ebenfalls synchron zu den Beschleunigungsdaten beschnitten und anschließend in Dimitrov-Indizes (Dimitrov et al., 2006) umgewandelt sowie der FI_{hrOPT} -Parameter nach Kim et al. (2013) bestimmt.

Für die Beschleunigungsdaten wurden die Parameter in Tab. 6 berechnet, die für die Bestimmung der Ermüdung verwendet werden. Die Verarbeitung der Daten erfolgte in Matlab (Matlab 2013b für Mac, Mathworks Inc.). In einer Vorstufe wurde eine PCA mit 15 Variablen durchgeführt. Dabei zeigten neun Variablen sehr geringe Ladungen auf allen Hauptkomponenten und konnten daher exkludiert werden, sodass ein Variablensatz von 6 Variablen für die finale PCA verwendet wurde.

Mit diesen Parametern wurde eine explorative PCA berechnet. Dazu mussten die Variablen in skalare Werte umgewandelt werden. Hierzu wurde eine lineare Regression der Variablen Wiederholungsdauer, ROM und Impuls für jeden Satz berechnet und anschließend die Steigungskoeffizienten für die weitere Analyse verwendet. Zudem wurde die Standardabweichung der Wiederholungsdauer und des ROM innerhalb des Satzes kalkuliert. Die Berechnung der PCA erfolgte mit SPSS (Version 21 für Mac). Das KMO-Kriterium (Kaiser-Meyer-Olkin Kriterium) für die Eingabedaten war mit 0,8 erfüllt. Der Bartlett-Test ergab ein signifikantes Ergebnis ($p < 0,001$). Alle 6 Variablen zeigten hohe Ladungswerte auf der ersten Hauptkomponente (s. Tab. 7).

Diese hatte einen Eigenwert von 3,4 und konnte 57% der Gesamtvarianz im Datensatz aufklären. Die Scoreplots von Hauptkomponente 1 und 2 wurden auf Datencluster untersucht (s. Abb. 14). Nach Betrachtung des Scree-Plots der Eigenwerte war nur die erste Komponente für die weitere Analyse relevant, da alle anderen Komponenten zudem einen Eigenwert < 1 aufwiesen. In

Tabelle 6: Inputparameter der PCA zur Ermüdungserkennung.

PARAMETER	BESCHREIBUNG
var Reps Dur	Standardabweichung der Dauern der einzelnen Wdh im Satz
var ROM	Standardabweichung der Bewegungsumfänge der einzelnen Wdh im Satz
slope Reps Dur	Steigungskoeffizient der Regressionsgerade durch die Dauern der einzelnen Wdh
slope ROM	Steigungskoeffizient der Regressionsgerade durch die Bewegungsamplituden der einzelnen Wdh
slope IMP ecc	Veränderung des Impulses der exzentrischen Bewegungsphase von erster zu letzter Wdh
slope IMP con	Veränderung des Impulses der konzentrischen Bewegungsphase von erster zu letzter Wdh

Tabelle 7: Ladungsfaktoren der ersten Hauptkomponente (PC 1).

VARIABLE	PC 1
Varianzaufklärung	57%
Eigenwert	3,40
var Dur (vD)	0,85
var ROM (vR)	0,58
slope Dur (sD)	0,73
slope ROM (sR)	0,81
slope IMP ecc (sIe)	-0,70
slope IMP con (sIc)	-0,83

einer Linearkombination der Ladungsfaktoren der einzelnen Variablen wurde ein Ermüdungsfaktor (F-Sc) für jeden Satz anhand der folgenden Formel berechnet. Diese berechnet sich für jeden Trainingssatz aus dem jeweiligen Wert der einzelnen Parameter und dem Ladungsfaktor auf der ersten Komponente für diesen Parameter.

$$F - Sc = 0,85 * vD + 0,58 * vR + 0,73 * sD + 0,81 * sR - 0,70 * sIe - 0,83 * sIc \quad (5)$$

Mit dem ermittelten Ermüdungsfaktor wurden ROC-Kurven (Receiver-Operator Characteristics) ausgegeben, anhand derer der Grenzwert zwischen ermüdeten (100% 12-RM) und nicht-ermüdeten Sätzen (50 und 75% 12-RM) ermittelt werden konnte. Zudem wurde eine einfaktorielle ANOVA (Analysis of Variance) mit Bonferroni post-hoc Analyse durchgeführt, um Unterschiede im F-Sc zwischen den Belastungsbereichen sowie den Übungen festzustellen. Für den F-Sc und den Unterschied (%) der Bewegungsgeschwindigkeit zwischen erster und letzter Wiederholung wurden Korrelationskoeffizienten nach Pearson berechnet, wie bei Sánchez-Medina & González-Badillo (2011) beschrieben. Ebenfalls wurde

die Korrelation (Pearson) zwischen F-Sc und dem EMG-basierten Ermüdungsindex von Dimitrov et al. (2006) und Kim et al. (2013) betrachtet.

7.2.1.3 *Ergebnisse*

Insgesamt konnten Signale von 175 Sätzen aufgezeichnet werden, eine Probandin konnte auf Grund einer Verletzung die Übung Beinstrecker nicht absolvieren, zwei Datensätze waren nicht vollständig und wurden daher exkludiert. Die Probanden absolvierten insgesamt 2099 Wdh, wobei der Beschleunigungsalgorithmus 2076 Wdh ausgab (1,1% Abweichung). 12 der insgesamt 170 Übungen mit vollständigen Datensätzen wurden falsch gezählt (7,1% Abweichung). Die einfaktorielle ANOVA ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen (Trainingsintensitäten) bezüglich des F-Sc ($F(2, 169) = 78,9$, $p < 0,001$). Die Post-hoc Analyse ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den ermüdenden und nicht ermüdenden Sätzen ($p < 0,001$) aber keinen Unterschied zwischen 50 und 75% des 12-RM ($p > 0,05$). Ein Unterschied zwischen den Übungen konnte nicht festgestellt werden ($p = 0,07$). Die ermüdenden Sätze waren durch eine größere Variation in der Dauer der Wiederholungen ($0,8 \pm 0,4$ vs. $0,3 \pm 0,1$ s) sowie im ROM ($0,4 \pm 0,3$ vs. $0,2 \pm 0,6$) gekennzeichnet. Auch die Steigungskoeffizienten waren absolut größer für die ermüdenden Trainingsvorgaben ($0,1 \pm 0,2$ vs. $0,0 \pm 0,0$ für die Wiederholungsdauer; $0,04 \pm 0,07$ vs. $-0,02 \pm 0,03$ für den ROM). Die Score-Plots der ersten zwei Komponenten indizierten eine Clusterung der Score-Werte für die ermüdenden Sätze. Dabei luden die ermüdenden Sätze positiv auf der ersten Komponente. Wie in der ANOVA konnte auch kein Unterschied zwischen 50 und 75% 12-RM in den Score-

Plots gesehen werden (s. Abb. 14).

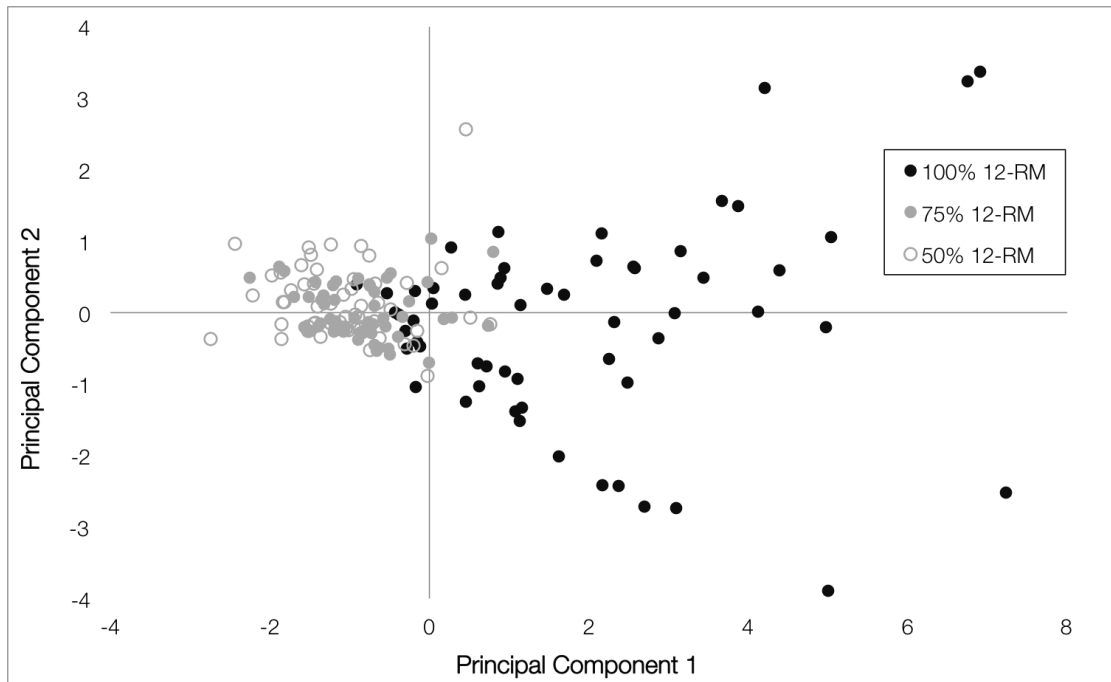


Abbildung 14: Score-Plot der ersten zwei Hauptkomponenten (PC) aus der finalen PCA.

Auf Basis der ROC-Kurven und dem optimalen Verhältnis von Sensitivität und Spezifität wurde ein optimaler Grenzwert von $F\text{-}Sc=0,56$ definiert, um zwischen ermüdenden und nicht ermüdenden Sätzen zu unterscheiden. Dabei lagen 70% der 100%-12-RM Übungen oberhalb dieser Schwelle (41/58), wobei nur 5% (4/115) der nicht ermüdenden Daten einen $F\text{-}Sc$ -Wert von $>0,56$ ergaben (s. Abb 17).

Die Korrelationskoeffizienten nach Pearson ergaben einen mittleren negativen Zusammenhang zwischen dem Ermüdungsfaktor und dem Verlust an Bewegungsgeschwindigkeit für die konzentrische Phase ($r=-0,57$). Für die exzentrische Phase (ECC) war der Zusammenhang geringer ($r=-0,32$), wie in Abb. 15 dargestellt. Ähnliche Zusammenhänge wurden für den $F\text{-}Sc$ und den Faktor nach Dimitrov et al. (2006) gefunden. Hier war ein Zusammenhang zwi-

schen der Differenz des Dimitrov-Faktors der ersten und letzten Wiederholung und dem F-Sc von $r=-0,59$ für die gesamte Wiederholung und von $r=-0,57$ für die konzentrische Phase vorhanden. Die Differenz des Dimitrov-Faktors von erster und letzter Wiederholung korrelierte für die exzentrische Phase mit $r=-0,39$ mit dem Ermüdungsfaktor. Eine Korrelation mit dem EMG-Faktor nach Kim et al. (2013) war für keine der Phasen vorhanden (s. Abb. 16). Eine Übersicht über die wichtigsten Ergebnisse dieser Studie liefert Tabelle 8.

7.2.1.4 *Diskussion*

Es konnte gezeigt werden, dass anhand nur eines, aus den Beschleunigungsdaten berechneten Parameters zwischen ermüdenden und nicht ermüdenden Trainingssätzen unterschieden werden kann. Somit kann die Trainingsprotokollierung, wie in Studie 1 und 2 untersucht, um einen weiteren qualitativen Trainingsparameter erweitert werden. Allerdings basiert die Ermüdungserkennung auf rein kinematischen Daten, die durch willentliche oder unwillentliche Bewegungsänderungen im Trainingssatz durch den Athleten manipuliert werden könnten. Sowohl die Sätze mit 50, als auch 75% 12-RM zeigten keine Ermüdungserscheinungen in der Kinematik, demnach sollte ein zukünftiges Untersuchungsdesign eine größere Anzahl an Belastungsbereichen untersuchen, um eine weitere Abstufung zu evaluieren, ähnlich wie bei Sánchez-Medina & González-Badillo (2011). Des Weiteren wurde in dieser Studie nur ein Trainingsbereich (12 Wiederholungen) untersucht, daher kann nicht abgesichert werden, ob sich die kinematische Veränderung mit Ermüdung in anderen Trainingsbereichen gleichermaßen zeigt und anhand des vorgestellten Ermüdungsfaktors und Grenzwertes valide beschrieben werden kann. Zu-

dem fließt in die Berechnung des Ermüdungsfaktors auch der ROM ein, der, wie gezeigt wurde, nur relativ ungenau durch den Beschleunigungsalgorithmus berechnet werden kann. Es ist daher zu vermuten, dass die Ermüdungserkennung bei verbesserter ROM-Berechnung noch trennschärfer wird.

Da unterschiedliche Krafttrainingsformen unterschiedliche physiologische Reaktionen auf metabolischer und hormoneller Ebene auslösen (Crewther et al., 2006), ist davon auszugehen, dass je Trainingsform unterschiedliche Mechanismen für die als Veränderung in der Kinematik sichtbare muskuläre Ermüdung verantwortlich sind (Walker et al., 2012). Unabhängig vom ermüdungsauslösenden Reiz, quantifiziert der vorgestellte Algorithmus lediglich die in der Kinematik sichtbare Ermüdung anhand einer veränderten Bewegungskonstanz und einer Verlangsamung der Bewegung. Der vorgestellte Ermüdungsfaktor korreliert ähnlich hoch mit der Abnahme der mittleren Geschwindigkeit wie EMG-basierte Faktoren (González-Izal et al., 2010), zumindest für die konzentrische Phase. Auch die Korrelation mit dem EMG-basierten Ermüdungsfaktoren nach Dimitrov et al. (2006) mit $r=-0,59$ ist vergleichbar. Allerdings war keine Korrelation mit dem Faktor nach Kim et al. (2013) vorhanden, was die Interpretation des Zusammenhangs von berechnetem F-Sc und der tatsächlichen Ermüdung erschwert. Hier sei aber auf die weiterhin kritische Diskussion der EMG-basierten Ermüdungsfaktoren verwiesen (Dimitrova & Dimitrov, 2003).

Auch wenn im Hypertrophietraining i.d.R. bis zum muskulären Versagen trainiert wird, zeigen aktuelle Forschungsergebnisse, dass ein Training bis zum muskulären Versagen nicht zwingend für einen Kraftzuwachs erforderlich ist (Drinkwater et al., 2007; Folland et al., 2002; Izquierdo et al., 2006). Mit der vorgestellten Methode wäre die Steuerung des Trainings hin zu einer optima-

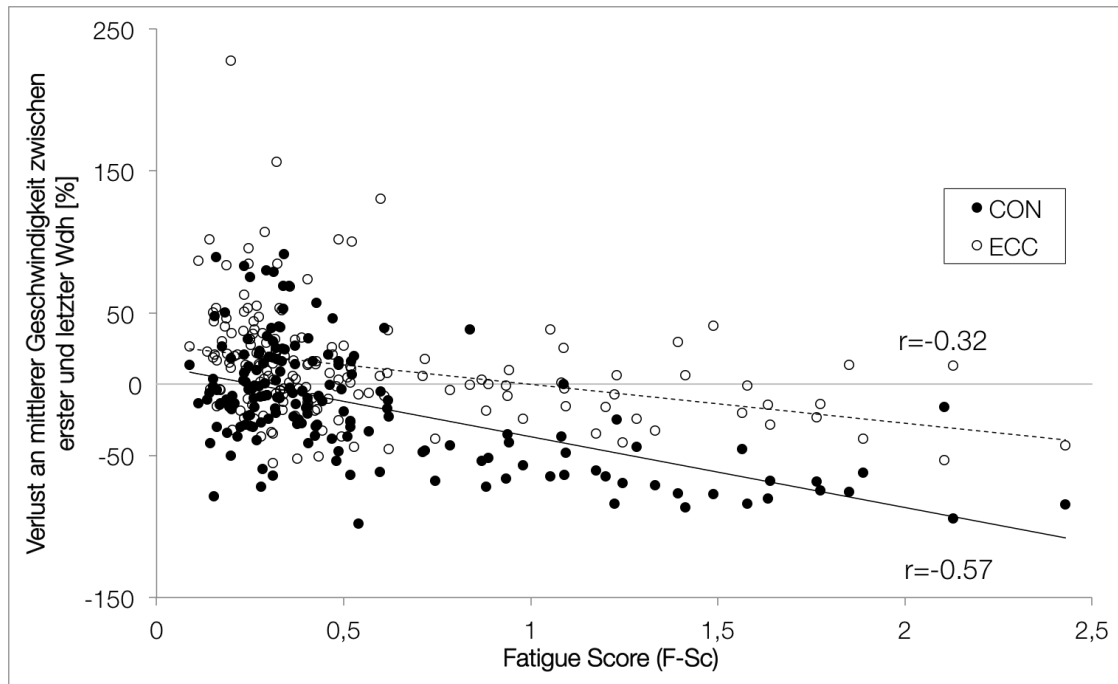


Abbildung 15: Zusammenhang zwischen Ermüdungsfaktor und Verlust an mittlerer Geschwindigkeit. CON=konzentrische Bewegungsphase; ECC=exzentrische Bewegungsphase.

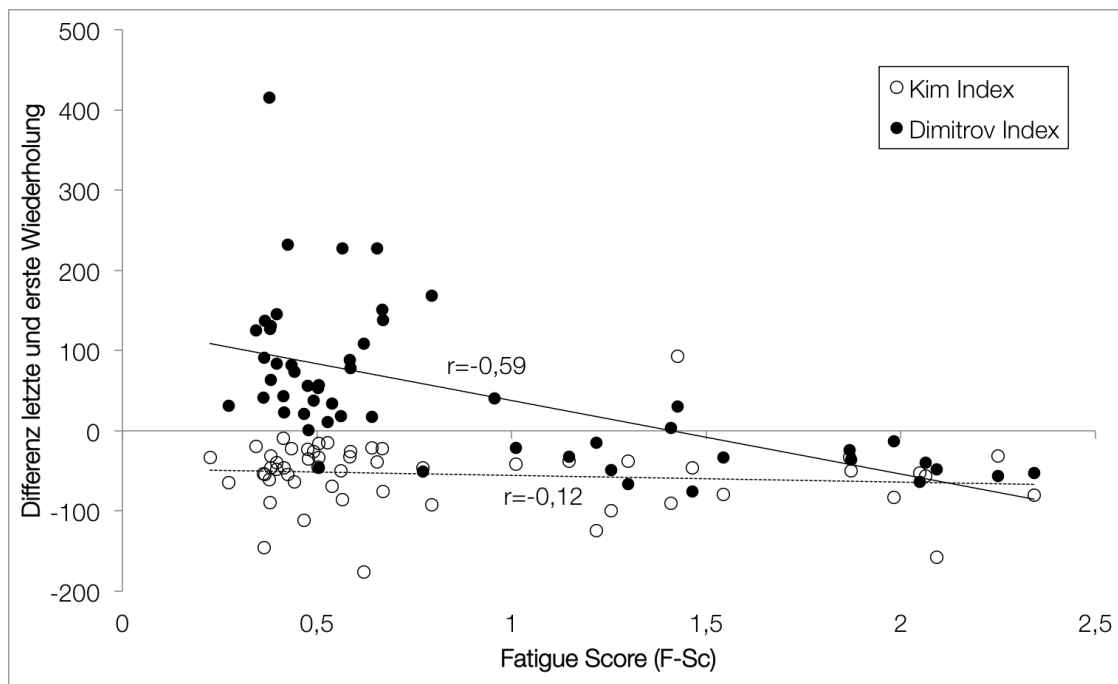


Abbildung 16: Zusammenhang zwischen Ermüdungsfaktor und Differenz von erster und letzter Wiederholung für die EMG basierten Ermüdungsfaktoren nach Kim et al. (2013) und Dimitrov et al. (2006).

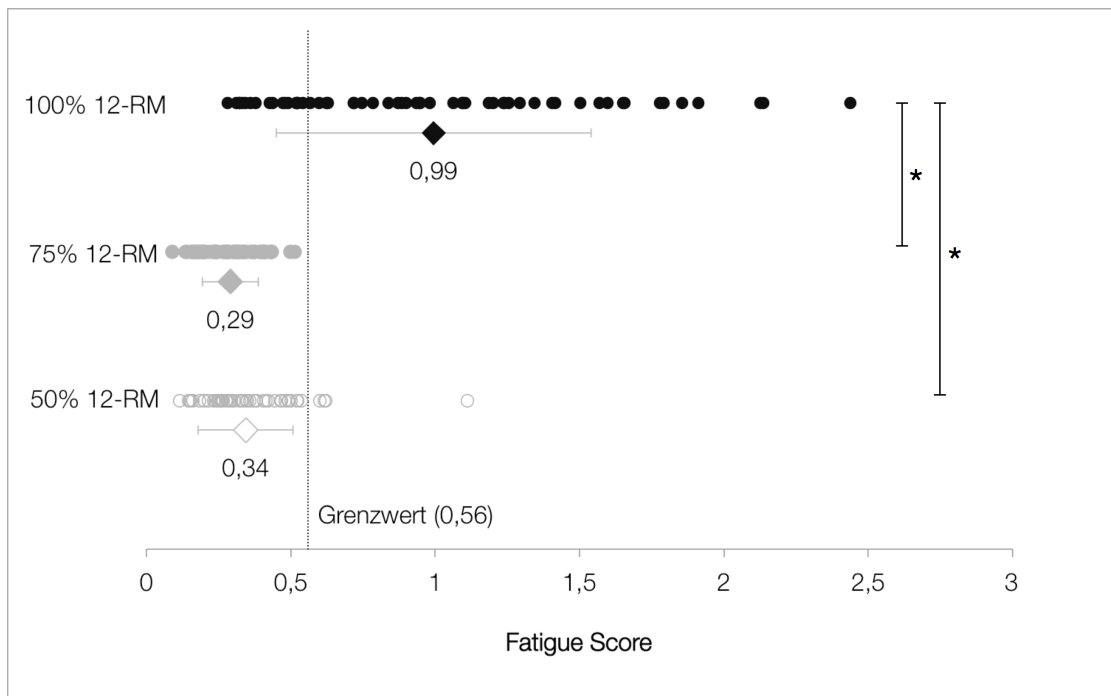


Abbildung 17: Ermüdungsfaktoren der drei Belastungsbereiche mit eingezeichnetem Grenzwert. * zeigen einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Intensitäten an ($p < 0,05$).

len Wiederholungszahl möglich. Hierbei könnte der Athlet bis zu einem gewissen Maße ermüdend trainieren, um den nötigen Trainingsreiz zu setzen, ohne maximale Kontraktionen mit höherer Verletzungsgefahr absolvieren zu müssen. Eine ähnliche Methode, basierend auf einer Schwelle an Geschwindigkeitsverlust, wurde von Sánchez-Medina & González-Badillo (2011) vorgeschlagen. Allerdings bietet die hier vorgeschlagene Methode diese Möglichkeit der Steuerung für deutlich mehr Trainingsübungen und Trainingssituationen. Zudem ist die vorgestellte Formel multifaktoriell, basiert also nicht nur auf einem Faktor, wie bei Sánchez-Medina & González-Badillo (2011). Da der Algorithmus auf Beschleunigungsdaten basiert, die direkt am Probanden gemessen werden, besteht allerdings eine gesteigerte Wahrscheinlichkeit von Messfehlern. Hier bietet der mehrfaktorielle Ansatz eine größere

Auswertesicherheit und wird generell für die Beschreibung und Analyse von Ermüdung vorgeschlagen (Rogers & MacIsaac, 2011).

Die Dauer der Einzelwiederholungen, als auch der ROM sowie der Bewegungsimpuls in konzentrischer und exzentrischer Kontraktionsform werden im multifaktoriellen Ansatz berücksichtigt. Dabei wird eine Veränderung über den Satz sowie die Variabilität in der Bewegung für die Wiederholungsdauer und den ROM betrachtet. Aktuell liegen keine gesicherten wissenschaftlichen Ergebnisse für die Variabilität von Krafttrainingsbewegungen mit Ermüdung vor. Für Gangparameter gibt es widersprüchliche Angaben hinsichtlich der Variabilität, mit einigen Studien, die von gesteigerter Variabilität nach Ermüdung, anderen Studien, die über gesenkte Variabilität berichten (Cortes et al., 2014). Im vorliegenden Datensatz konnte eine höhere Bewegungsveränderbarkeit mit Ermüdung für die Wiederholungsdauer sowie den Bewegungsumfang beobachtet werden. Zudem luden beide Veränderbarkeitsparameter hoch auf der ersten Komponente der PCA, zeigen also eine gewisse Ermüdungsabhängigkeit. Weitere Veränderungen mit Ermüdung waren zudem durch eine Zunahme der Wiederholungsdauer zum Ende des Satzes sowie keinen Veränderungen hinsichtlich des ROM gekennzeichnet. Ähnlich dem Vorgehen in anderen Studien, wurde die PCA zur Ermüdungserkennung in menschlichen Bewegungsmustern eingesetzt (Rogers & MacIsaac, 2011; Witte et al., 2011). Auch wenn die Methode anders als bei Witte et al. (2011) eingesetzt wurde, scheint die PCA in beiden Formen geeignet, um multifaktorielle Ermüdung zu beschreiben und zu erkennen. Zudem reduziert die Methode die große Anzahl an potentiell relevanten Variablen; in der vorliegenden Studie konnte sogar auf einen einzigen Faktor reduziert werden.

Einschränkend ist zu sagen, dass die vorgestellte Formel zur Berechnung der Ermüdung nur in Kombination mit dem in Ab-

schnitt 7.1.3 vorgestellten Algorithmus verwendet werden kann, da die angegebenen Faktoren spezifisch anhand der PCA berechnet wurden. Wird die vorgestellte Ermüdungsberechnung in den Algorithmus integriert und kann im täglichen Training eingesetzt werden, erhält der Athlet nicht nur ein detailliertes Trainingsprotokoll, sondern auch ein qualitatives Feedback für jeden Trainingssatz. Somit wäre es in einem weiteren Schritt möglich, basierend auf den protokollierten Parametern sowie der Ermüdungserkennung, eine Steuerung des Trainings hinsichtlich des Trainingsziels zu realisieren und so eine Optimierung des gesamten Trainings und damit zusammenhängend eine verbesserte Anpassung zu erreichen.

Tabelle 8: Ergebnisse Studie 3. var Dur= Varianz in der Dauer der Wiederholungen; var ROM= Varianz im ROM; slope Dur= Steigungskoeffizient der Wiederholungsdauer; slope ROM= Steigungskoeffizient des ROM; F-Sc= Ermüdungsfaktor; CON= konzentrische Bewegungsphase; ECC=exzentrische Bewegungsphase; r=Korrelationskoeffizient nach Pearson.

Parameter	Intensität	
	ermüdend	nicht ermüdend
var Dur	0,8±0,4 s	0,3±0,1 s
var ROM	0,4±0,3	0,2±0,6
slope Dur	0,1±0,2	0,0±0,0
slope ROM	0,04±0,07	-0,02±0,03
Grenzwert F-Sc	>0,56	<0,56
Werte oberhalb des Grenzwerts	41/58 (70%)	4/115 (5%)
Zusammenhang F-Sc mit	r	
Verlust an Geschwindigkeit CON	-0,57	
Verlust an Geschwindigkeit ECC	-0,32	
EMG Dimitrov-Faktor Gesamt	-0,59	
EMG Dimitrov-Faktor CON	-0,57	
EMG Dimitrov-Faktor ECC	-0,39	

7.3 TRAININGSSTEUERUNG

Mit den bisher vorgestellten Verfahren ist es möglich, Bewegungen im Krafttraining zu quantifizieren und aus den berechneten Parametern des Satzes Veränderungen durch Ermüdung zu erkennen. Somit lassen sich vielfältige Probleme der Forschung im Krafttraining beheben (Toigo, 2006b), da zum einen die Eingabevariablen bekannt sind, zudem aber auch eine Einschätzung der tatsächlichen Beanspruchung möglich ist. Sind dem Trainer diese beiden Parameter bekannt, ist es möglich, anhand der gewünschten Trainingsspezifika den Athleten in den entsprechenden Trainingsbereich zu steuern, also verschiedene Variablen im Training zu verändern, um den Trainingsreiz zu optimieren und so das Adaptationspotential des Athleten optimal auszunutzen. Hierzu wäre eine intensive Betreuung jedes Athleten nötig. Da dies nicht immer möglich ist, zudem in bestimmten Trainingsmethoden wie dem Schnellkrafttraining eine direkte Trainingssteuerung während des Satzes nötig wäre, könnte eine automatisierte Trainingssteuerung Vorteile für die Trainingsqualität und somit die Leistungsentwicklung des Athleten bringen.

7.3.1 *Fuzzy Logic zur Trainingssteuerung*

Wie in Abschnitt 6.2.2 beschrieben, eignet sich die Fuzzy-Logik und im besonderen Fuzzy-Regler, um unscharfe Eingabegrößen zu regeln und so den gewünschten Zustand des Regelungsobjekts zu erreichen. Um die Trainingsintensität im Krafttraining zu steuern, wurde ein Fuzzy-Regler mit den Eingabewerten *Wiederholungszahl*, *Ermüdung* und *Pause vor dem Satz* entwickelt. Ausgabeparameter und damit Steuerungsgrößen des Trainings sind

Gewicht, Pausendauer und die *Wiederholungszahl*. Die Verwendung des in Kap. 7.2.1 bestimmten Ermüdungsfaktors sowie der automatisierten Wiederholungszahlbestimmung war auf Grund der fehlenden technischen Umsetzung (Erklärung hierzu in Kapitel 1) nicht möglich. Daher wurden die Eingabewerte *Wiederholungszahl* und *Ermüdung* durch den Probanden definiert. Die Ermüdungseinschätzung erfolgt dabei durch die 10-stufige RPE-Skala (Lagally & Robertson, 2006) (s. Tab 9). Dabei wurden die Probanden durch das PC-Programm (s. Abschnitt 7.3.2.2) direkt nach dem Trainingssatz zur Eingabe des RPE-Wertes für den Gesamtkörper aufgefordert, da dieser die höchste Übereinstimmung mit physiologischen Beanspruchungsparametern zeigt (Brown et al., 2014). Die Pausendauer wurde als Differenz zwischen *Ende* des letzten Satzes und *Start* des aktuellen Satzes berechnet. Anhand von 26 Regeln (s. Tab. 10) werden dann die Ausgabeparameter mittels Flächengewichtung bestimmt. Die Regeln des Fuzzy-Reglers entsprechen der aktuellen Forschungsmeinung zum Krafttraining. So wird beispielsweise in der Periodisierung eine Steigerung des Gewichts um 2-10% empfohlen, wenn der Athlet 1-2 Wiederholungen mehr schafft, als in der Trainingsplanung vorgesehen (Kraemer et al., 2009). Auch wird eine Pausendauer von 1-2 Minuten für das Hypertrophietraining empfohlen (Kraemer et al., 2009), wobei sich kürzere Pausen als vorteilhaft gezeigt haben (Kraemer et al., 2009; Piirainen et al., 2011), weshalb der Regler eher zu kurzer Pause regelt. Die Ausgabewerte des Reglers werden im letzten Schritt defuzzifiziert, also in Realparameter umgerechnet, um für den Athleten umsetzbare Steuerungsgrößen zu erhalten. Ein Wert von 0.5 im Ausgabewert des Reglers bedeutet keine Änderung, daher wird dieser Wert von allen Ausgabeparametern abgezogen. Anschließend wird für die Pausendauer ein Wert berechnet und dieser zur Pause vor dem Satz addiert. Somit wird die neue Pau-

Tabelle 9: RPE-Skala nach Lagally (2006) mit deutschen Übersetzungen der Items in Klammern.

RPE-WERT	INTERPRETATION
0	extremely easy (extrem einfach)
1	
2	easy (einfach)
3	
4	somewhat easy (eher einfach)
5	
6	somewhat hard (eher hart)
7	
8	hard (hart)
9	
10	extremely hard (extrem hart)

se entweder kürzer, gleich oder länger als die vorige Pausendauer. Für das Gewicht wird ein Anpassungsbereich von $\pm 20\%$ gewählt und auf 5%-Schritte gerundet. Für die Wiederholungszahl wird bei Ausgabewerten von <0.5 „weniger“, Werten von 0.5 „korrekt“ und bei >0.5 „mehr“ ausgegeben. Je nachdem, in welchem Trainingsbereich der Athlet trainiert, werden die Pausendauern entsprechend angepasst, also z.B. für das Hypertrophietraining wird die Pausendauer zwischen 1 und 3 Minuten geregelt, für IK-Training entsprechend zwischen 3 und 5 Minuten. Auch die Bewertung des Reglers über die korrekte Wiederholungszahl wird je nach Wiederholungsbereich angepasst.

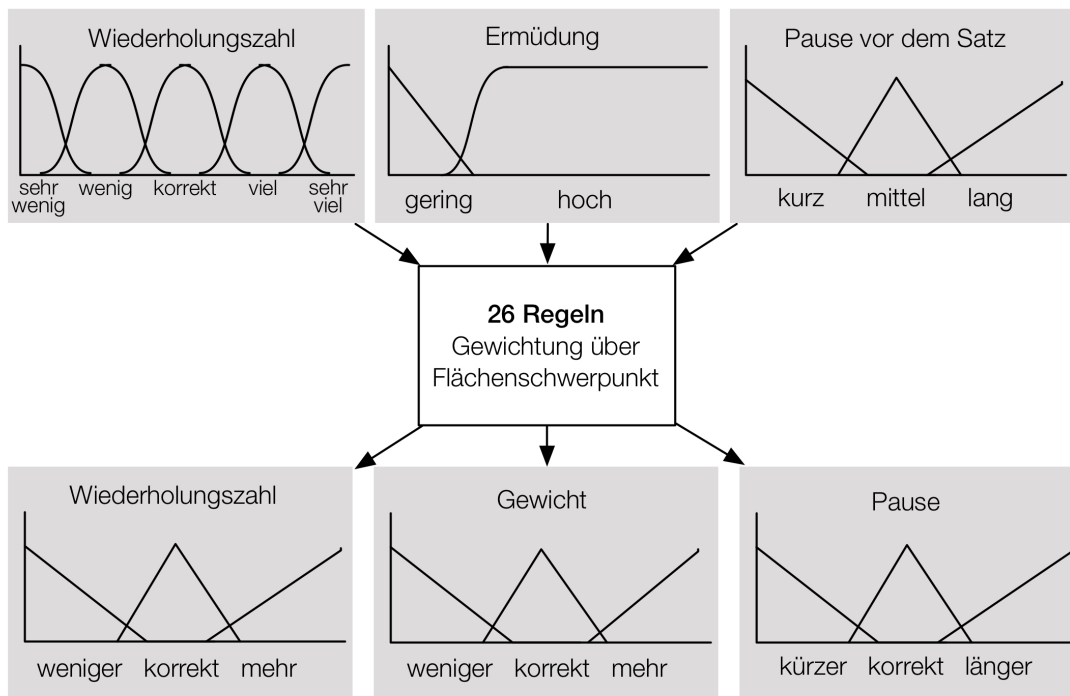


Abbildung 18: Schematische Darstellung des Fuzzy-Reglers zur automatisierten Trainingssteuerung.

So wird für Hypertrophietraining ein Trainingsbereich von 8-12 Wiederholungen als korrekt betrachtet, im Kraftausdauertraining wird dieser Wert zwischen 15-20 Wiederholungen gesetzt (Kraemer et al., 2009). Eine Übersicht über die Regeln findet sich in

Tabelle 10. Wird beispielsweise im Fall eines Rehapatienten kein Training zur Ermüdung gewünscht, kann dies ebenfalls eingegeben werden. Ähnliches wäre auch für ein Schnellkrafttraining denkbar. In diesem Fall werden die Regeln invertiert, sodass der Athlet zu einem wenig ermüdenden Training gesteuert wird. Für die weitere Beschreibung wird aber immer von einem ermüdenden Training ausgegangen und nur dieser Fall beschrieben. Ein Anwendungsbeispiel des Fuzzy-Reglers für das Hypertrophietraining findet sich in Abschnitt 7.3.2.

Tabelle 10: Fuzzy Regeln zur automatisierten Trainingssteuerung zu ermüdendem Training. E=Ermüdung, W=Wiederholungszahl, P=Pause, G=Gewicht.

ENTSCHEIDUNGSREGELN	
Wenn	Dann
E gering und W sehr wenig	W ↑
E gering und W wenig	W ↑
E gering und W korrekt und P kurz	G ↑
E gering und W korrekt und P mittel	P ↓
E gering und W korrekt und P lang	P ↓
E gering und W viel und P kurz	G ↑ und W ↓
E gering und W viel und P mittel	P ↓ und W ↓
E gering und W viel und P lang	P ↓ und G ↑ und W ↓
E gering und W sehr viel und P kurz	G ↑ und W ↓
E gering und W sehr viel und P mittel	P ↓ und G ↑ und W ↓
E gering und W sehr viel und P lang	P ↓ und G ↑ und W ↓
E hoch und W sehr wenig und P kurz	P ↑ und G ↓ und W ↑
E hoch und W sehr wenig und P mittel	P ↑ und G ↓ und W ↑
E hoch und W sehr wenig und P lang	G ↓ und W ↑
E hoch und W wenig und P kurz	P ↑ und W ↑
E hoch und W wenig und P mittel	P ↑ und W ↑
E hoch und W wenig und P lang	G ↓ und W ↑
E hoch und W korrekt und P kurz	P, G und W korrekt
E hoch und W korrekt und P mittel	P ↓
E hoch und W korrekt und P lang	P ↓
E hoch und W viel und P kurz	G ↑ und W ↓
E hoch und W viel und P mittel	P ↓ und W ↓
E hoch und W viel und P lang	P ↓ und W ↓
E hoch und W sehr viel und P kurz	G ↑ und W ↓
E hoch und W sehr viel und P mittel	P ↓ und G ↑ und W ↓
E hoch und W sehr viel und P lang	P ↓ und G ↑ und W ↓

7.3.2 Studie 4: Trainingseffekte durch automatisierte Trainingssteuerung

Um den Einfluss der Trainingssteuerung und einen eventuellen Vorteil einer automatisierten Trainingssteuerung auf der Anpassungsebene zu untersuchen, wird der beschriebene Fuzzy-Regler in dem in Tab. 11 vorgestellten Studiendesign eingesetzt.

Ursprünglich sollten die automatisch ermittelten Wiederholungszahlen und Ermüdungsfaktoren aus den vorherigen Arbeitsschritten für die Trainingssteuerung verwendet werden. Auf Grund von Produktions- und Fertigstellungsproblemen des Kooperationspartners musste die bevorzugte Durchführung der Studie abgewandelt werden.

7.3.2.1 Zielstellung

Bisherige Forschungsergebnisse zeigen, dass eine automatisierte Steuerung der Pausendauer zu einer verbesserten Anpassung führen können (Piiirainen et al., 2011). Zudem fordern verschiedene Autoren eine immer größere Individualisierung des Trainings (Kraemer & Ratamess, 2004; Scherr et al., 2013), um unterschiedliche Anpassungsgeschwindigkeiten verschiedener Athleten zu berücksichtigen. Auch kann über eine, wie in Abschnitt 7.3.1 beschriebene automatisierte Trainingssteuerung, eine individuelle Anpassung des Trainings je nach tagesaktuellem Leistungsstand erreicht werden.

In Studie 4 wird untersucht, ob die automatisierte Trainingssteuerung nicht nur theoretisch Vorteile für das Training bringt. Sondern ob diese auch im Längsschnitt, auf der Anpassungsebene, Vorteile gegenüber einem standardisierten Trainingsansatz mit

Tabelle 11: Details zum Studienaufbau zur automatisierten Trainingssteuerung.

DETAILS ZUM STUDIENDESIGN	
N	17 (3 Dropout)
Alter [Jahre]	23,5 ± 3,1
Körpergewicht [Kilogramm]	75,8 ± 6,7
Krafttrainingserfahrung [Jahre]	4,9 ± 3,7
Gruppen	2
Kriterium für Gruppe	iMVT
Trainingsdauer	7 Wochen
Wiederholungszahl	8-12
Trainingsübungen	Kniebeuge Beinpresse Knieextension (Maschine) Knieflexion (Maschine) Bankdrücken (frei) Ruderzug (Seilzug) Latzug (Seilzug) Rumpfflexion (Maschine)
Trainingssteuerung	Automatisierte (Gruppe 1) vs. Standardisierte (Gruppe 2)
Abhängige Variablen	iMVT, RFD & 1-RM Muskelvolumen Sprungkraft Körperzusammensetzung

gleichbleibenden Pausendauern zwischen den Sätzen und standardisierten Steigerungen des Trainingsgewichts bietet.

7.3.2.2 *Methode*

Insgesamt wurden für diese Längsschnittstudie 20 männliche, krafttrainingserfahrene Sportstudenten (Alter = $23,5 \pm 3,1$ Jahre; Krafttrainingserfahrung = $4,9 \pm 3,7$ Jahre) rekrutiert. Die Probanden gaben an, durchschnittlich 2,3 Krafttrainingseinheiten pro Woche zu absolvieren, wobei 50% der Probanden regelmäßiges, die anderen unregelmäßiges Krafttraining angaben. 12 Probanden spielen Fußball, 2 Probanden Handball, jeweils 1 Proband gab folgende Sportarten an: Volleyball, Schwimmen, Klettern, Triathlon. Ein Proband gab an, keinen regelmäßigen Sport außer Krafttraining zu betreiben. Die Probanden wurden nach den Eingangstests (Beschreibung s.u.) in zwei Gruppen eingeteilt. Dabei wurden die Probanden nach willkürlichem isometrischem Maximalkraftniveau zufällig gleichverteilt.

Die Probanden absolvierten insgesamt sieben Wochen Krafttraining, wobei die Interventionsgruppe mit der in Abschnitt 7.3.1 beschriebenen Trainingssteuerung, die Kontrollgruppe mit einem standardisierten Trainingsprotokoll trainierten. Vor und nach der Trainingsphase wurden verschiedene Messungen am Probanden durchgeführt, um anschließend die Trainingseffekte der beiden Gruppen statistisch zu vergleichen (s. Abb 19). Die Probanden wurden über Ziele, Inhalte und Durchführung der Studie informiert. Zudem wurde das Studiendesign der Ethikkommission des Universitätsklinikums Tübingen vorgelegt und durch diese bestätigt.

TRAININGSPHASE

Zunächst wurden für beide Gruppen die Trainingsgewichte für das Hypertrophietraining bestimmt. Dazu wählten die Probanden ein Trainingsgewicht, das sie maximal zehn mal korrekt bewältigen konnten. Anschließend wurde anhand der Formel von Brzycki (Brzycki, 1993) das 1-RM berechnet und 75% dieses berechneten 1-RM als Trainingsgewicht für die erste Trainingseinheit bestimmt. In der ersten Einheit nach der Bestimmung der Maximalgewichte wurden die berechneten Trainingsgewichte für beide Gruppen überprüft und eventuell nötige Veränderungen vorgenommen, um mit dem Gewicht in einen Wiederholungsmaximumsbereich von 8-12 Wiederholungen zu kommen.

Die Probanden absolvierten in jeder Trainingseinheit acht verschiedene Trainingsübungen (s. Tab. 12), wobei die Reihenfolge der Übungen frei gewählt werden konnte. Allerdings musste immer eine Übung für die unteren Extremitäten mit einer Oberkörperübung abgewechselt werden. Beide Gruppen absolvierten 2-3 Trainingseinheiten pro Woche. Die Trainingsdaten der Kontrollgruppe (KG) wurden mit einem selbstgeführten Trainingsprotokoll erfasst. Dabei mussten die Probanden das Trainingsgewicht, die Anzahl der Wiederholungen sowie den RPE für den Gesamtkörper direkt nach dem Trainingssatz protokollieren. Die Pause zwischen den Sätzen und Übungen wurde auf 2 Minuten festgelegt, diese Vorgabe sollte von den Probanden möglichst genau eingehalten werden. Die Steigerung der Trainingsgewichte wurde standardisiert anhand der Anzahl der Trainingseinheiten festgelegt. In Einheit 7, 14 und 21 sollte das Trainingsgewicht um 5% je Übung erhöht werden. Die Probanden der KG sollten weiterhin immer den angestrebten Wiederholungsbereich (8-12 Wdh) einhalten. Alle Probanden wurden gebeten, ihre normalen wöchentlichen Trainingsaktivitäten beizubehalten, allerdings kein

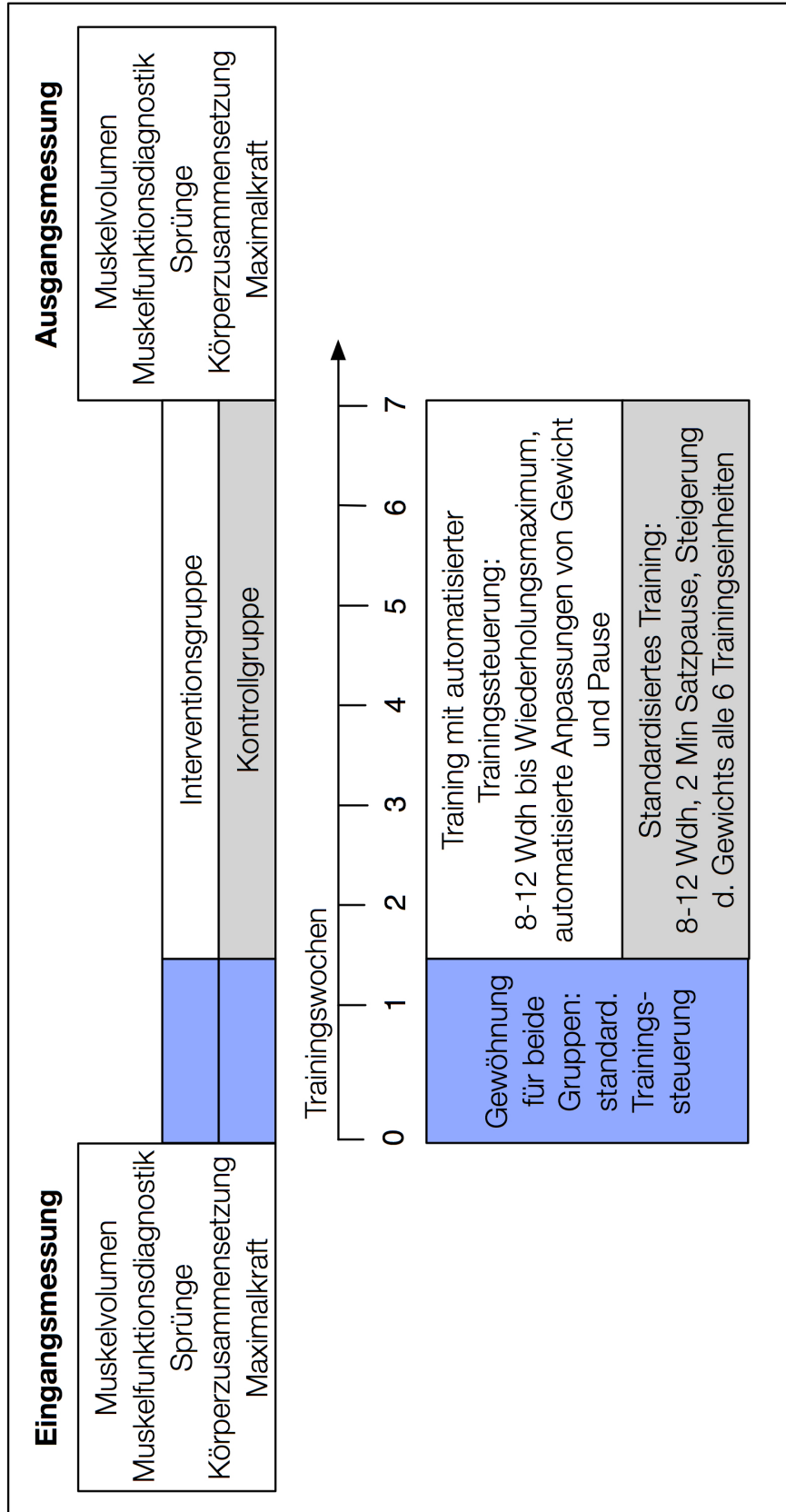


Abbildung 19: Studienverlauf der Interventionsstudie zur Trainingssteuerung.

zusätzliches Krafttraining zu absolvieren.

Die Interventionsgruppe trainierte mit einem automatisierten Trainingsprotokoll und automatisierter Trainingssteuerung. Die Probanden verwendeten dazu ein selbst entwickeltes Programm (in Matlab R2013b jeweils für Windows und Mac) und einen mobilen PC. Zum Anfang der Trainingseinheit wurde vom Probanden die Reihenfolge der Trainingsübungen definiert. Die Trainingsgewichte für jede Übung wurden in einer separaten Datei gespeichert, sodass die aktuellen Trainingsgewichte immer vorhanden waren. Sobald das Training gestartet wurde, lief der Trainingsablauf automatisch ab. Dazu zeigte eine Uhr die aktuelle Pausendauer zwischen den Sätzen an. Erreichte diese 5 Sekunden, ertönte sekundlich ein akustisches Signal, um dem Probanden die Vorbereitung auf den nächsten Trainingssatz zu vereinfachen. Mit Ende des Timers sollten die Probanden den Trainingssatz beginnen. Nach Absolvieren der letzten Wiederholung im Satz (Wiederholungsmaximum) musste der Proband eine Taste auf dem Laptop drücken, sodass die Trainings- und Pausenzeit gestoppt werden konnte. Anschließend mussten die Probanden die manuell gezählte Wiederholungszahl sowie die subjektive Erschöpfung des Gesamtkörpers (RPE) in das Programm eintragen. Anhand dieser Eingabedaten und der Pause vor dem Trainingssatz wurde dann mit dem in Abschnitt 7.3.1 beschriebenen Fuzzy-Regler die Pausendauer und eventuelle Gewichts- und Wiederholungszahlanpassungen berechnet und über das Programm angezeigt (s. Abb. 20). Wurde eine Veränderung des Gewichtes vom Regler ausgegeben, wurde das neue Trainingsgewicht angezeigt und in die Trainingsgewichtedatei abgespeichert. Die Daten jedes Satzes wurden gespeichert und nach jeder Einheit zusammengefasst und per Email an die Versuchsleiter geschickt. Eine Übersicht über das Benutzerinterface und den Bedienungsablauf gibt Abbildung 20.

Die manuell protokollierten Trainingseinheiten (s. Anhang D) der KG wurden digitalisiert und ebenso wie die digitalen Trainingsdaten der Interventionsgruppe hinsichtlich der Wiederholungszahl, des Gewichtes sowie des RPE zusammengefasst. Für die Interventionsgruppe lagen zudem Pausendauern für jeden Satz und die Dauer der Gesamteinheit vor.

ABHÄNGIGE VARIABLEN

Zur Aufdeckung eventueller Unterschiede in der Trainingsanpassung zwischen den Gruppen, wurden verschiedene wissenschaftliche Messmethoden kombiniert. Ziel war es, Veränderungen auf muskulärer sowie auf Gesamtkörpererebene zu detektieren. Alle Messungen wurden mit dem exakt gleichen Versuchsaufbau in Pre- und Posttest durchgeführt. Da muskuläre Veränderungen am Oberkörper nur schwer zu messen sind, wurde für die Interpretation des Trainingseffektes hauptsächlich der M. Quadrizeps femoris des rechten Beines analysiert.

Auf global morphologischer Ebene wurde die Körperzusammensetzung in einem zwei Kompartimentmodell (Fettmasse und fettfreie Masse) bestimmt. Dazu wurden Körpergewicht und Körpervolumen zu beiden Messzeitpunkten mit der Air-Displacement Plethysmographie (BodPod, Cosmed, Rom, Italien) bestimmt. Hierbei wurden jeweils zwei Messungen durchgeführt und der Mittelwert der Messung als Analyseparameter verwendet. Diese Messungen wurden am Institut für Ernährungswissenschaften der Universität Hohenheim (Prof. Dr. Anja Bosy-Westphal) durchgeführt.

Um die lokal-morphologische Ebene zu untersuchen, wurden MRT-Querschnittsbilder des rechten Oberschenkels vom Caput femoris bis zu den Tibiakondylen aufgenommen. Dabei wurden mittels klinischem 1,5 Tesla Ganzkörper-MR-Tomograph (Magnetom Avanto, Siemens Healthcare, Erlangen) zunächst eine initial



Abbildung 20: Benutzeroberfläche des entwickelten Programms zur Trainingssteuerung. 1: Eingabefenster zur Konfiguration der Trainingseinheit; 2: Trainingsfenster; Nicht abgebildet ist das Fenster zum Versenden der Daten.

lokalisierende Bildgebung zur Definition der Start- und Endpunkte der Aufnahmen durchgeführt, anschließend mittels lückenloser

Tabelle 12: Trainingsübungen und beanspruchte Muskulatur.

TRAININGSÜBUNGEN	
Übung	Beanspruchte Muskulatur
Kniebeuge (frei)	M. Quadrizeps Femoris M. erector spinae Ischiocrurale Muskulatur M. glutaesus maximus
Beinpresse (Maschine)	M. Quadrizeps Femoris Ischiocrurale Muskulatur M. glutaesus maximus
Beinextension (Maschine)	M. Quadrizeps Femoris
Beinflexion (Maschine)	Ischiocrurale Muskulatur M. glutaesus maximus
Bankdrücken (frei)	M. pectoralis major M. trizeps brachii
Latzug (Seilzug)	M. lattissimus dorsi M. bizeps brachii
Ruderzug (Seilzug)	M. trapezius M. rhomboideus M. bizeps brachii
Rumpfflexion (Maschine)	M. rectus abdominis

T₁-gewichteter Spin-Echo-Bildgebung hochauflösende Datensätze in axialer Richtung aufgenommen (Schichtdicke 5mm, insgesamt ca.120 Tomogramme). Aus diesen Aufnahmen konnten die Muskelpartien des M. Quadrizeps femoris volumetriert werden. Die Nachbereitung fand am Universitätsklinikum Tübingen, Sektion

Experimentelle Radiologie (PD Dr. Jürgen Machann) mittels einer dort entwickelten semiautomatischen Segmentierungsprozedur (in Matlab R2007b) statt. Der Algorithmus ermöglicht eine Differenzierung zwischen Muskel- und Fettgewebe. Aus den planimetrisch erhobenen Gewebskompartimenten kann sowohl das gesamte Muskelvolumen als auch die beschriebenen Muskelpartien mit hoher Genauigkeit volumetrisch quantifiziert und Veränderungen durch die Trainingsintervention valide erfasst werden. Die Auswertung der MRT-Daten erfolgte verblindet, d.h. die Auswerter wussten nicht, welcher Proband welcher Gruppe zugeordnet war.

Zur Evaluation der isometrischen Maximalkraft wurde diese in der eingelenkigen Knieextension des rechten Beines gemessen. Die Probanden wurden standardisiert auf einem Isokineten (Isomed 2000, D&R Ferstl GmbH, Hemau) in sitzender Position positioniert und an Becken und Schulter fixiert sowie die Positionen aller Polster notiert. Die Lage des Kniegelenks wurde auf die Drehachse des Isokineten mittels Laser ausgerichtet. Während der Messungen war die Position des Probanden standardisiert. Die isometrische Maximalkraft wurde in zwei unterschiedlichen Winkeln gemessen (45 und 80°) wobei 0° der vollen Kniestreckung entspricht. Neben dem maximalen isometrischen Drehmoment wurde die rate of torque development (RTD) als das Maximum der ersten Ableitung des Drehmomentsignals bestimmt.

Die Sprungkraftdiagnostik wurde auf einer mobilen Kraftmessplatte (Typ 9286B, Kistler, Winterthur, Schweiz) durchgeführt. Die Daten wurden mit 1000Hz eingezogen und über die Software Simi Onforce (Simi, Unterschleißheim, Deutschland) visualisiert. Die Probanden absolvierten ein 5 minütiges Aufwärmprogramm vor den Sprüngen, anschließend wurden von jedem Probanden 3 maximale Counter Movement Jumps (CMJ) aufgezeichnet. Ab-

schließlich wurden Squat Jumps (SJ) durchgeführt. Dabei wurde so lange gesprungen, bis für jeden Proband drei Sprünge ohne sichtbare Tiefbewegung aufgezeichnet werden konnten. Die Hände befanden sich bei beiden Sprungformen standardisiert in der Hüftbeuge, die Kniewinkel beim SJ wurden auf 90° festgelegt und vor jedem Sprung kontrolliert. Die Probanden wurden instruiert, maximal hoch zu springen, die Beine in der Luft nicht anzuziehen, möglichst auf der Kraftmessplatte zu landen und nach der Landung stehen zu bleiben. Die Auswertung der Sprünge erfolgte in Matlab R2013b für Mac. Es lagen Kraftsignale der 4 Kraftmessdosen vor. Diese wurden nach Vorgaben des Herstellers (Kistler, Winterthur, Schweiz) summiert. Für die CMJs wurde zunächst die Körpermasse berechnet. Anschließend die Flugzeit als Differenz von Verlassen der Platte (Take off) und Landung berechnet. Die Flughöhe wurde ebenfalls anhand der Flugzeit auf Basis folgender Formel berechnet:

$$h_{\text{Sprung}} = 0,5 * g * \frac{t_{\text{flug}}^2}{2} \quad (6)$$

Dabei entspricht g der Erdbeschleunigung von $9,81 \text{ m/s}^2$, t_{flug} der Flugzeit und h_{Sprung} der Sprunghöhe. Für die Phase bis zum Take off wurden durch Integration des Beschleunigungssignals (genulltes Kraftsignal) Geschwindigkeit, Ort und Leistung berechnet sowie die Maximalwerte der jeweiligen Daten bestimmt. Exzentrische und konzentrische Phase sowie die RFD zum Zeitpunkt des Überquerens des eigenen Körpergewichts für 50ms wurde nach den Vorgaben von Jakobsen et al. (2012) berechnet. Für die weitere Analyse wurde von allen Sprüngen der Mittelwert der einzelnen Parameter verwendet.

Für die Analyse der SJ wurden ebenfalls Beschleunigung, Geschwindigkeit, Ort und Leistung berechnet sowie die Maximalwerte der jeweiligen Daten bestimmt. Die Sprunghöhe berechne-

te sich ebenfalls mit Formel 6. Das Signal wurde auf den Bewegungsbeginn beschnitten und falls innerhalb von 100ms nach Bewegungsstart der Mittelwert im negativen Bereich war, also eine Ausholbewegung vorhanden war, wurde der Sprung für die Auswertung nicht berücksichtigt. Bei den gültigen SJ wurde die RFD für die Zeitfenster 0-50, 50-100 und 100-150ms relativ zum Bewegungsbeginn berechnet.

STATISTISCHE ANALYSE

Um die Unterschiede zwischen den Gruppen hinsichtlich der Trainingsanpassung zu analysieren, wurde die korrigierte Effektstärke (d_{korr}) nach Klauer (2001) verwendet. Hierbei wird die Effektstärke d_{korr} als Differenz der Effektstärken von Vor- und Nachtest berechnet (s. Formel 7):

$$d_{\text{korr}} = d_{\text{Nachtest}} - d_{\text{Vortest}} \quad (7)$$

Dabei wird das d für Vor- und Nachtest nach folgender Formel berechnet:

$$d = \frac{\bar{X}_{\text{IG}} - \bar{X}_{\text{KG}}}{s_p} \quad (8)$$

Hierbei steht \bar{X} für den Mittelwert der jeweiligen Gruppe, s_p entspricht der gepoolten Streuung, die folgendermaßen berechnet wird:

$$s_p = \sqrt{\frac{(N_{\text{IG}}-1) \cdot s_{\text{IG}}^2 + (N_{\text{KG}}-1) \cdot s_{\text{KG}}^2}{N_{\text{IG}} + N_{\text{KG}} - 2}} \quad (9)$$

Diese Form der Effektstärke wurde von Klauer (2001) speziell für den Prä-Post Vergleich von Trainingsgruppen entwickelt. Durch die Richtung der Effektstärke kann zudem der Einfluss der Intervention für die jeweilige Gruppe interpretiert werden. So bedeutet ein negativer Effektstärkewert einen negativen Einfluss der

Intervention, während ein positiver Wert auf eine positive Anpassung der Interventionsgruppe schließen lässt. Für Variablen, bei denen ein größerer Wert eine negative Tendenz im Training aufweist (Körperfettanteil und intramuskuläres Fettvolumen), wurde die Effektstärke invertiert. Die Interpretation der Effektstärke erfolgt nach den Vorgaben von Cohen (1988) und Fröhlich & Pieter (2009) mit $d \geq 0,2$ als kleiner Effekt, $d \geq 0,5$ als mittlerer und $d \geq 0,8$ als großer Effekt. Die Effektstärke ist dabei keine Einschätzung von statistischer Signifikanz, sondern dient als Interpretationshilfe, ob ein Unterschied zwischen den Gruppen eine praktische Relevanz hat. Fröhlich & Pieter (2009) fordern die stärkere Betrachtung von Effektstärken bei Interventionsstudien. Zudem lässt die geringe Stichprobengröße dieser Studie keinen multifaktoriell-statistischen Gruppenvergleich zu.

7.3.2.3 *Ergebnisse*

Für die längsschnittliche Untersuchung standen insgesamt 17 der ursprünglich 20 Probanden zur Verfügung, da bei drei Probanden unabhängig von der Studie längerfristige Erkrankungen auftraten, die zu einem Ausscheiden aus der Studie führten. Die Ergebnisse werden in Mittelwerten \pm Standardabweichung für die einzelnen Trainingsgruppen angegeben. Eine Übersicht aller Ergebnisse findet sich noch einmal in Tabelle 17, 18 und 19 (Anhang E) sowie in Abb. 25.

TRAININGSDURCHFÜHRUNG

Die Probanden der Interventionsgruppe (IG) absolvierten durchschnittlich $14,5 \pm 2,3$ Trainingseinheiten. Die KG-Teilnehmer führten im Mittel etwas weniger ($13,9 \pm 3,0$) Trainingseinheiten durch (Effektstärke $d=0,22$). Die durchschnittliche Pausenlänge für die

Tabelle 13: Übersicht der Trainingsdurchführung beider Gruppen.

*Pausendauer für die KG wurde nicht gemessen, daher wurde hier keine Effektstärke berechnet.

	Interventionsgruppe			Kontrollgruppe			d
	MW	SD	N	MW	SD	N	
Anzahl Einheiten	14,50	2,29	8	13,89	3,03	9	0,22
Pause/Satz	1,84	0,12	8	2,00	0,00	9	*
RPE/Satz	8,95	0,37	8	8,36	0,79	9	0,93
Gewicht/Satz	78,11	9,53	8	77,37	5,36	9	0,10
Wdh/Satz	9,52	0,63	8	10,09	0,83	9	-0,78

IG (gemessen durch das Trainingssteuerungsprogramm) betrug $1,84 \pm 0,12$ min und lag damit unter der vorgegebenen Pausendauer von 2 Minuten zwischen Sätzen und Übungen für die KG. Beide Gruppen bewegten pro Trainingseinheit die gleiche Menge an Trainingsgewicht je Satz ($78,11 \pm 9,53$ kg für die IG und $77,37 \pm 5,36$ kg für die KG, $d=0,10$). Die Probanden der IG absolvierte durchschnittlich weniger Wiederholungen pro Satz im Vergleich zur Kontrollgruppe ($9,5 \pm 0,6$ zu $10,1 \pm 0,8$ Wdh, $d=-0,78$). Dabei lag der RPE-Wert bei der IG höher ($8,95 \pm 0,37$) als bei der KG ($8,36 \pm 0,79$) was einem großen Effekt von $d=0,93$ entspricht. Eine Zusammenfassung der Trainingsdaten findet sich in Tab. 13.

KÖRPERZUSAMMENSETZUNG

Die Probanden der IG wiesen zum Prä-Test ein mittleres Körpergewicht von $75,35 \pm 6,26$ kg bei $10,49 \pm 3,03\%$ Körperfettanteil auf. Die Kontrollgruppe (KG) hatte zum Vortest ein durchschnittliches Körpergewicht von $75,81 \pm 7,19$ kg mit etwas höherem Körperfettanteil ($12,46 \pm 6,20\%$) im Vergleich zu IG.

Das Körpervolumen betrug bei den Probanden der IG $70,09 \pm 5,71$ L, bei der KG $70,84 \pm 7,32$ L.

Nach der Trainingsphase wurde bei der IG ein leicht erhöhtes Körpergewicht ($75,94 \pm 7,11$ kg) bei reduziertem Körperfettanteil ($9,27 \pm 3,57\%$) gemessen. Das Körpervolumen stieg auf $71,17 \pm 6,46$ L. Bei der Kontrollgruppe stieg das Körpergewicht ebenfalls auf $76,46 \pm 7,09$ kg bei gesunkenem Körperfettanteil ($11,86 \pm 4,91\%$). Bezüglich des Körpervolumens gab es bei der KG keine Veränderung ($70,80 \pm 7,20$ L). Für Körperfettanteil und -volumen wurden kleine positive Effektstärken von $d_{\text{korrr}}=0,20$ und $d_{\text{korrr}}=0,17$ gefunden.

SPRUNKRAFTMESSUNG

Für den Counter Movement Jump (CMJ) wurden die Sprunghöhe und die Rate of Force Development (RFD) bestimmt. Die IG erreichte im Prä-Test eine durchschnittliche Sprunghöhe von $36,1 \pm 5,3$ cm sowie eine RFD von $47,68 \pm 21,52$ N/ms. Die Kontrollgruppe erreichte $39,7 \pm 4,6$ cm und eine RFD von $86,82 \pm 40,39$ N/ms. Für die Nachmessung konnte die IG ihre Sprunghöhe und RFD auf $37,2 \pm 5,4$ cm und $59,67 \pm 25,49$ N/ms steigern. Die Sprunghöhe der KG blieb annähernd gleich bei $39,3 \pm 5,1$ cm, die RFD nahm leicht ab auf $84,49 \pm 35,25$ N/ms. Für die Sprunghöhe im CMJ war ein Effekt vorhanden ($d_{\text{korrr}}=0,33$), zudem wies die Intervention für die RFD einen kleinen Effekt von $d_{\text{korrr}}=0,39$ auf.

Für die Squat Jumps (SJ) wurde ebenfalls die Sprunghöhe sowie die RFD in 50ms Abschnitten bis 150ms analysiert. Die Probanden der IG sprangen im Vortest durchschnittlich $31,3 \pm 4,5$ cm hoch. Dabei wurde eine $RFD_{0-50\text{ms}}$ von $28,11 \pm 11,05$ N/ms, eine $RFD_{50-100\text{ms}}$ von $43,49 \pm 14,70$ N/ms und für die $RFD_{100-150\text{ms}}$ $29,78 \pm 15,16$ N/ms gemessen. Die Probanden der Kontrollgruppe erreichten für die $RFD_{0-50\text{ms}}$ $39,75 \pm 19,23$ N/ms, die $RFD_{50-100\text{ms}}$

53,01 ± 20,86 N/ms und für die RFD_{100–150ms} 29,10 ± 11,9 N/ms. Im Nachtest konnte die IG ihre Sprunghöhe im SJ auf 33,1 ± 4,6

Einzelergebnisse und Mittelwerte der Körperzusammensetzungsmessung

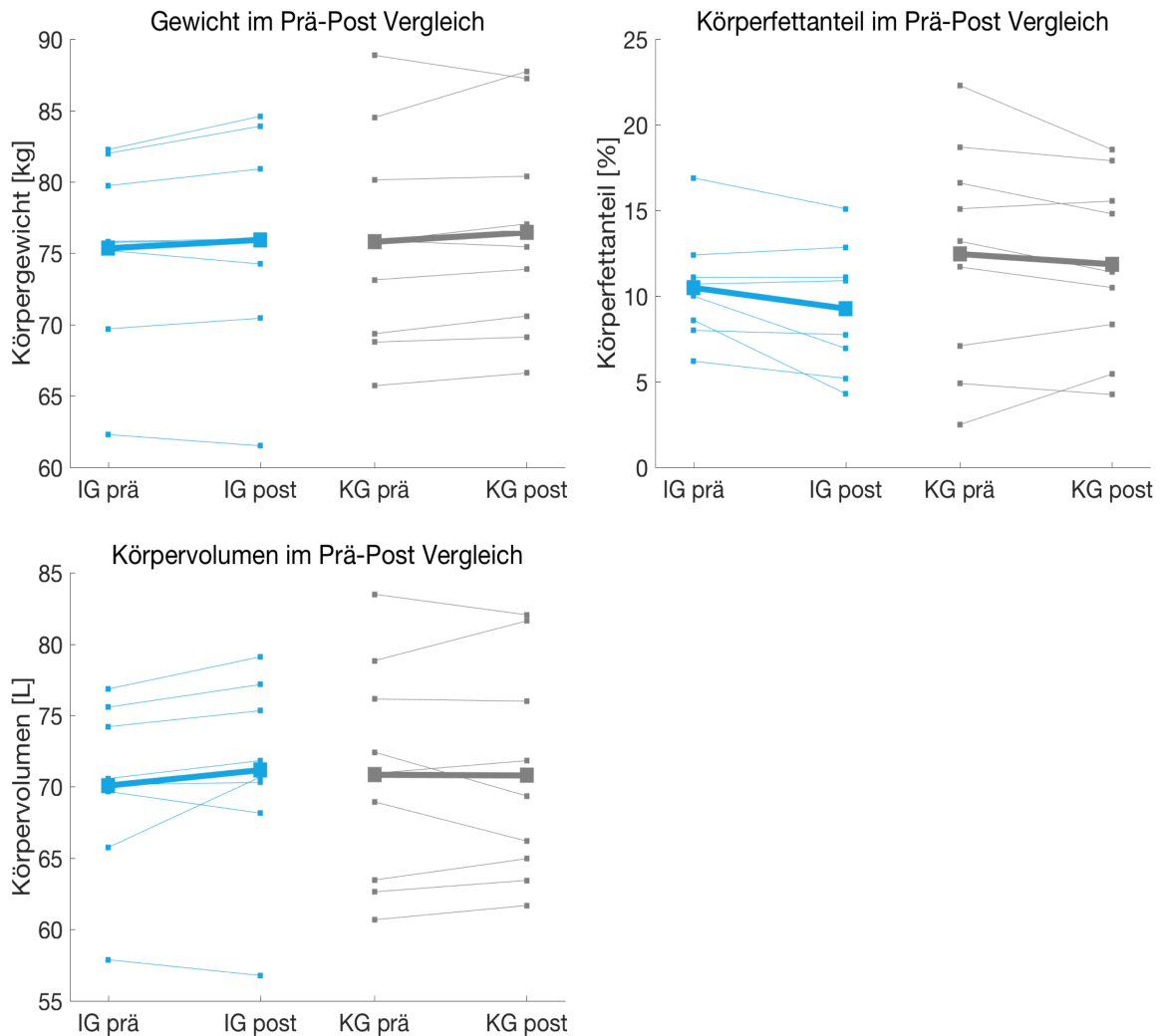


Abbildung 21: Einzel- (dünne Linien) und Mittelwerte (dicke Linien) der Körperzusammensetzungsmessung. IG=Interventionsgruppe; KG=Kontrollgruppe.

cm erhöhen. Die RFD_{0–50ms} sank auf 23,44 ± 11,84 N/ms. Auch die RFD_{50–100ms} und die RFD_{100–150ms} waren im Nachtest geringer (38,84 ± 15,79 und 26,30 ± 7,93 N/ms). Die KG steigerte die Sprunghöhe auf 36,7 ± 4,2 cm. Die RFD in den ersten 50ms fiel bei der KG höher aus als im Vortest (44,76 ± 19,84 N/ms). Die

RFD_{50–100ms} und die RFD_{100–150ms} waren allerdings geringer ($48,14 \pm 13,92$ und $21,38 \pm 10,27$ N/ms). Für die Sprunghöhe im SJ und die RFD_{50–100ms} waren keine Effekte vorhanden ($d_{\text{korr}}=0,00$ und $d_{\text{korr}}=-0,07$). Die RFD_{0–50ms} wies eine mittlere negative Effektstärke auf ($d_{\text{korr}}=-0,55$) während die RFD_{100–150ms} eine mittlere positive Effektstärke für die Intervention ($d_{\text{korr}}=0,48$) zeigte.

MAXIMALKRAFTWERTE

Für alle acht Trainingsübungen wurden im Prä- und Posttest 1-RM Werte nach Brzycki (1993) berechnet. Die IG erreichte beim Bankdrücken im Prä-Test einen durchschnittlichen 1-RM Wert von $83,9 \pm 17,5$ kg, im Posttest wurden hier im Mittel $86,6 \pm 19,2$ kg erreicht. Auch die KG konnte das 1-RM von $71,0 \pm 10,8$ kg im Prätest auf $76,0 \pm 13,1$ kg steigern. Hier wurde ein kleiner negativer Effekt der Intervention festgestellt ($d_{\text{korr}}=-0,24$).

Bei der Beinpresse konnten ebenfalls beide Gruppen das 1-RM steigern. Die IG hatte im Vortest ein 1-RM von $174,6 \pm 28,3$ kg, im Nachtest $208,1 \pm 45,13$ kg. Die KG startete mit $181,2 \pm 29,3$ kg und erreichte nach der Trainingsphase $188,9 \pm 17,6$ kg. Dies entspricht einem mittleren Effekt von $d_{\text{korr}}=0,78$. Für die Übungen Latzug (IG_{pre}= $85,1 \pm 13,2$ kg; IG_{post}= $95,6 \pm 19,4$ kg; KG_{pre}= $80,2 \pm 11,0$ kg; KG_{post}= $85,2 \pm 11,1$ kg), Kniebeuge (IG_{pre}= $111,7 \pm 21,2$ kg; IG_{post}= $138,9 \pm 33,9$ kg; KG_{pre}= $116,1 \pm 11,1$ kg; KG_{post}= $141,0 \pm 17,9$ kg), Ruderzug (IG_{pre}= $88,3 \pm 12,6$ kg; IG_{post}= $100,0 \pm 14,6$ kg; KG_{pre}= $82,2 \pm 9,4$ kg; KG_{post}= $91,1 \pm 11,4$ kg), Beinstrecker (IG_{pre}= $98,7 \pm 23,8$ kg; IG_{post}= $116,7 \pm 30,9$ kg; KG_{pre}= $108,4 \pm 26,8$ kg; KG_{post}= $129,8 \pm 33,7$ kg) und Beinbeuger (IG_{pre}= $113,3 \pm 18,1$ kg; IG_{post}= $125,0 \pm 25,3$ kg; KG_{pre}= $108,2 \pm 12,1$ kg; KG_{post}= $120,3 \pm 8,6$ kg) konnten zwar beide Gruppen ihre Maximalkraft deutlich steigern, jedoch wurden nur kleine oder keine Effekte durch die Intervention festgestellt. Bei der Rumpfflexion wurde ein kleiner

Einzelergebnisse und Mittelwerte der Sprungkraftmessung

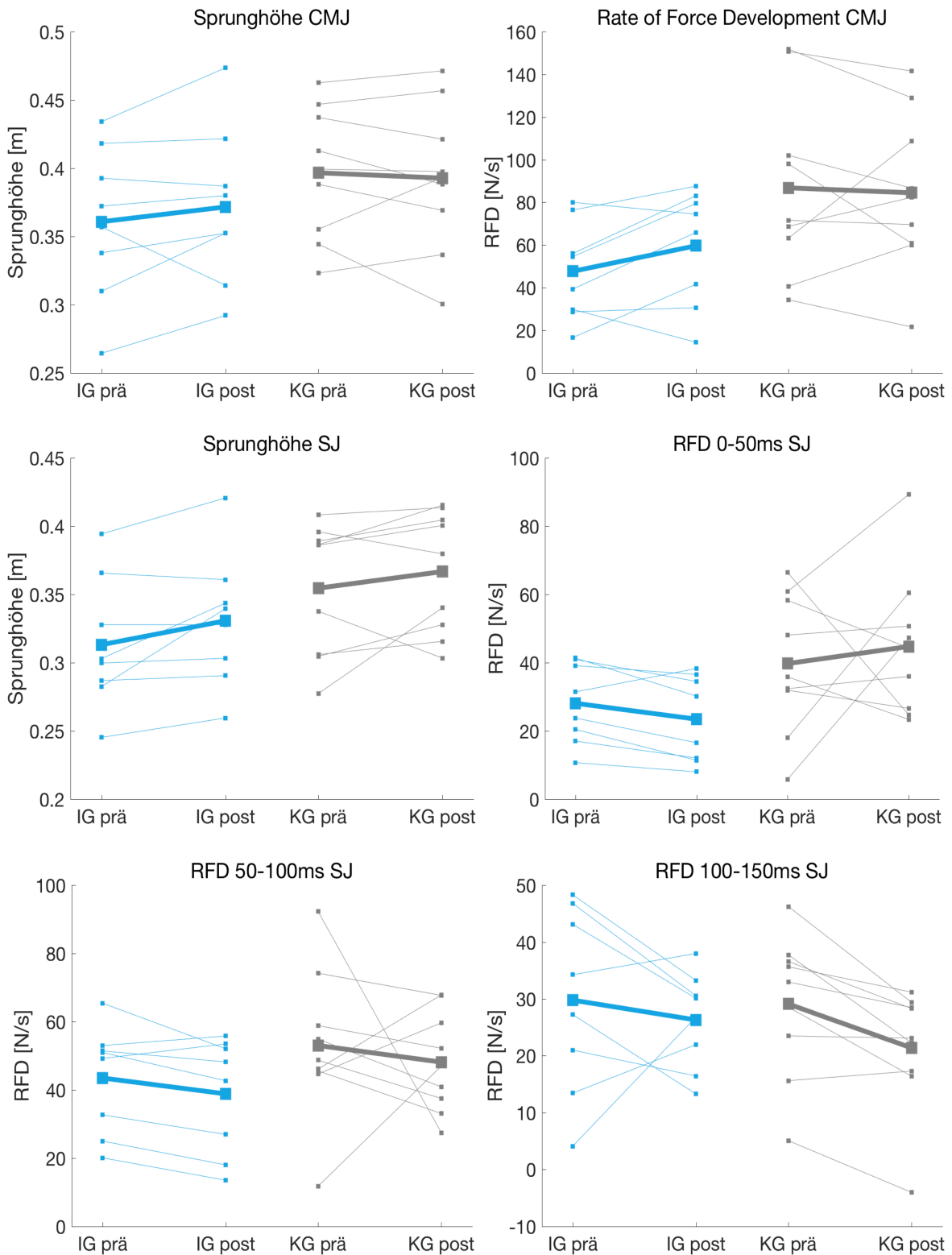


Abbildung 22: Einzel- (dünne Linien) und Mittelwerte (dicke Linien) der Sprungkraftmessung. CMJ=Counter Movement Jump; SJ=Squat Jump; RFD=Rate of Force Development; IG=Interventionsgruppe; KG=Kontrollgruppe.

Effekt von $d_{\text{korrt}}=0,29$ gefunden. Die IG steigerte den Eingangswert von $80,6 \pm 19,1$ kg auf $87,2 \pm 12,6$ kg, während die KG ihre Maximalkraftwerte von $69,0 \pm 15,2$ kg auf $74,9 \pm 13,0$ kg erhöhte. Die Einzelergebnisse der Probanden sind in Abb. 23 ersichtlich.

Für die isometrische Maximalkraft in der Kniestreckung (iMVT) steigerten beide Trainingsgruppen ihre Kraftwerte für die Messung bei 80° . Dabei war die Steigerung der IG im Mittel deutlich höher, allerdings war auch die Standardabweichung bei beiden Gruppen sehr hoch, sodass hier kein Effekt der Intervention vorliegt ($d_{\text{korrt}}=0,08$). Für die RTD (Rate of torque development) bei 80° wurden bei beiden Gruppen leicht geringere Werte im Posttest gemessen, diese negative Tendenz war aber bei der IG geringer, sodass hier ein kleiner positiver Effekt gefunden wurde ($d_{\text{korrt}}=0,39$). Bei 45° Kniewinkel konnten die Probanden der IG das iMVT leicht steigern, während die KG hier wiederum eine leichte Verschlechterung zeigte. Auf Grund der hohen Standardabweichung wurde aber auch hier kein Effekt gefunden ($d_{\text{korrt}}=0,15$). Bei der RTD im 45° Winkel war bei der IG eine leichte Steigerung, bei der KG ein leichter Abfall zu beobachten, was einem mittleren Effekt von $d_{\text{korrt}}=0,50$ entspricht.

MUSKELVOLUMINA

Für die IG wurde für das Muskelvolumen des Quadrizeps des rechten Beines ein mittlerer Wert von $2,32 \pm 0,29$ L gemessen. Das intramuskuläre Fettvolumen betrug $0,025 \pm 0,009$ L.

Für die KG wurde ein Muskelvolumen von $2,28 \pm 0,29$ L und ein Fettvolumen von $0,027 \pm 0,009$ L berechnet. Im Post-Test steigerte sich bei der IG das Muskelvolumen auf $2,53 \pm 0,32$ L bei gesunkenem Fettvolumen von $0,021 \pm 0,004$ L. Die Kontrollgruppe steigerte ebenfalls das Muskelvolumen auf $2,41 \pm 0,29$ L wobei das Fettvolumen auf einem ähnlichen Wert wie im Vortest blieb

($0,026 \pm 0,007$ L).

Für das intramuskuläre Fettvolumen wurde ein mittlerer Effekt der Intervention von $d_{\text{korr}}=0,62$ gefunden. Bezüglich des Muskelvolumens wurde ein kleiner positiver Effekt der Intervention festgestellt ($d_{\text{korr}}=0,28$). Die individuellen Reaktionen der Probanden waren dabei sehr unterschiedlich. So wurden Zuwächse im Muskelvolumen von bis zu 11% gemessen (Proband 3 und 4). Proband 7 zeigte aber auch eine Abnahme des Muskelvolumens von -1,2%.

7.3.2.4 *Diskussion*

Um trotz der vielfältigen Ergebnisse die Übersichtlichkeit zu erhalten, enthält die Diskussion für Studie 4 eine Unterteilung in Ergebnis- und Methodendiskussion.

ERGEBNISDISKUSSION

Beide Trainingsgruppen zeigten in der 7-wöchigen Trainingsphase deutliche Anpassungen auf verschiedenen Ebenen. Auf Gesamtkörperebene wurde ein kleiner Effekt der Intervention für den Körperfettanteil gefunden. Diese positive Tendenz zeigt sich sowohl auf globaler Ebene als auch im intramuskulären Fettvolumen, da auch hier ein mittlerer Effekt der Intervention gefunden wurde. Auf lokal morphologischer Ebene konnte die Interventionsgruppe das Muskelvolumen des rechten M. Quadrizeps femoris um ca. $8,4 \pm 2,0\%$ steigern, während die Kontrollgruppe nur einen Zuwachs von $5,4 \pm 3,4\%$ zeigte, was einem geringen Interventionseffekt entspricht. Die Ergebnisse der Kontrollgruppe sind vergleichbar mit den Ergebnissen von Souza et al. (2014), die für drei unterschiedliche Periodisierungsprotokolle ähnliche Zuwachsraten von ca. 5% im Muskelquerschnitt nach 6-wöchigem Training finden konnten. Souza et al. (2014) schlussfolgerten, dass die Anpassungen auf muskulärer Ebene unabhängig von der durchgeführten Trainingsperiodisierung seien, wenn das Trainingsvolumen gleich ist. Die Ergebnisse der Interventionsgruppe von Studie 4 zeigen allerdings, dass durch die vorgestellte automatisierte Trainingssteuerung auch höhere muskuläre Zuwachsraten erreicht werden können.

Entscheidend für die Kraftentwicklung wird allerdings nicht das Muskelvolumen, sondern der physiologische Muskelquerschnitt angenommen. Dieser korreliert aber in vivo hoch mit dem Mus-

kelvolumen (Popadic Gacesa et al., 2009). Das gesteigerte Muskelvolumen resultierte auch in höheren Kraftwerten. So konnte vor allem für die Beinpresse, Latzug und Rumpfflexion ein Interventionseffekt gefunden werden. Dabei ist erneut auf die Methodik der 1-RM Bestimmung hinzuweisen. Die Probanden absolvierten einen Wiederholungsmaximumstest. Hieraus wurde anschließend das 1-RM anhand linearer Interpolation nach Brzycki (1993) berechnet. D.h., das 1-RM wird in Abhängigkeit von der möglichen Wiederholungszahl mit einem bestimmten Gewicht erhoben. Die gesteigerten Kraftwerte sind somit vergleichbar mit den Ergebnissen von Izquierdo et al. (2006). Hier wurde vermutet, dass durch ein Training zur muskulären Ermüdung eine Erhöhung der Kraftausdauerfähigkeit erreicht wird. Demnach spiegeln die hier gemessenen Werte eine Entwicklung der Kraftausdauer wieder, die aber durch die Berechnung als Erhöhung des 1-RM interpretiert werden. Bei LeSuer et al. (1997) wurde allerdings ein hoher Zusammenhang zwischen dem tatsächlichen 1-RM und dem nach Brzycki (1993) berechneten 1-RM von durchschnittlich $r=0,97$ gefunden. Zudem resultierten die höheren Kraftwerte auch in gesteigerter Sprungleistung im CMJ sowohl bezüglich der Sprunghöhe als auch der RFD.

Für die Bankdrückübung wurde ein kleiner negativer Effekt der Intervention gefunden. Dabei ist zu vermuten, dass die geringe Pausendauer in der Interventionsgruppe eine geringere Anpassung zur Folge hatte. Beim Bankdrücken resultiert eine sehr kurze Pause häufig in einer geringeren Wiederholungszahl und daher der Notwendigkeit, mit weniger Gewicht zu trainieren, um drei Trainingssätze im 8-12 RM Bereich absolvieren zu können. Ein möglicherweise ebenfalls von der kürzeren Pausendauer abhängiges Ergebnis ist im Squat Jump zu beobachten. Hier war ein negativer Effekt im RFD für die ersten 50ms nach Bewegungsbe-

ginn zu finden. Dieser Effekt war dafür in der Zeit von 100-150ms nach Bewegungsbeginn umgekehrt. Demnach könnten gelenkwinkelabhängige Trainingsanpassungen stattgefunden haben. Zu vermuten ist, dass die geringere Pause der IG auch in reduziertem Bewegungsumfang vor allem in der Kniebeuge und Beinpresse resultierte. Dieser Faktor wurde allerdings nicht kontrolliert. Für die Sprunghöhe im SJ gab es keine Effekte, da sich beide Gruppen ähnlich verbesserten. Die Sprunghöhenveränderung war mit ca. +2cm im SJ (beide Gruppen) und +1,1 bzw. -0,4 cm für den CMJ in IG und KG deutlich unter den Verbesserungen, die durch ein gezieltes Sprungkrafttraining in ähnlicher Trainingszeit erreicht werden können. Behrens et al. (2014) fanden hier Verbesserungen von ca. 4,5 cm im SJ und 4,6cm im CMJ.

METHODENDISKUSSION

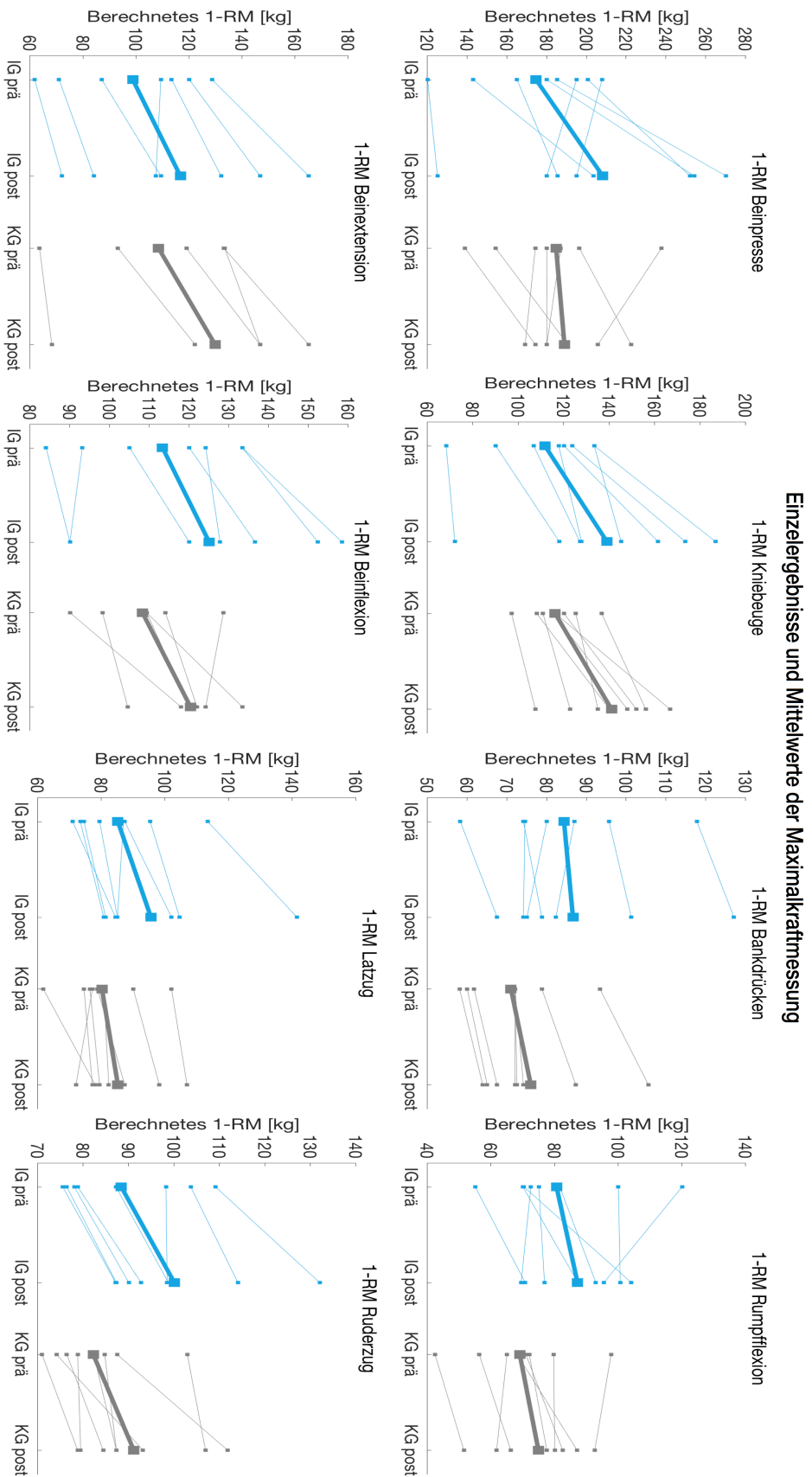
Die automatisierte Trainingssteuerung führte bei der Interventionsgruppe zu einer kürzeren Pause, höherem RPE-Wert und geringerer Wdh-Zahl. Der höhere RPE-Wert lässt auf ein subjektiv und objektiv intensiveres Krafttraining schließen. Mit dem RPE korreliert sind verschiedene physiologische Faktoren wie das Blutlaktat (Brown et al., 2014; Wirtz et al., 2010; Kraemer et al., 1987), was auf einen höheren metabolischen und hormonellen Reiz durch die automatisierte Steuerung schließen lässt. Neben dem höheren RPE war zusätzlich die Pausendauer kürzer, was ebenfalls auf einen höheren metabolischen Reiz schließen lässt, da weniger Zeit zwischen den Sätzen verbleibt, um Stoffwechselprodukte abzubauen (Buresh et al., 2009). Somit sind die Probanden bereits zu Beginn des Satzes mit höherem metabolischen und hormonellem Stress belastet. Zudem bleibt das gesamte Level an hormonellen und metabolischen Faktoren höher als bei längerer Pause (Crewther et al., 2006). Die geringere Wdh-Zahl bestätigt diese

theoretischen Überlegungen, da ansonsten das Gewicht pro Satz gleich war zwischen den Gruppen. Demnach konnten die Probanden mit dem gleichen Gewicht weniger Wdh absolvieren, was auf eine bereits höhere Ermüdung schließen lässt, wenn davon ausgegangen werden kann, dass die Gruppen gleichverteilt bezüglich des 1-RM der spezifischen Übung waren. Durch das kraftbasierte Matching der Gruppen ist hier zumindest für die Beinübungen davon auszugehen. Dieser höhere hormonelle und metabolische Reiz könnte auch ein Erklärungsansatz für die besseren Trainingsergebnisse der Interventionsgruppe sein. Nicht außer Acht lassen darf man hier die etwas geringere Anzahl an Trainingseinheiten ($d_{\text{korrr}} = 0,2$) der Kontrollgruppe. Dies muss bei der Interpretation der effektbasierten Gruppenunterschiede berücksichtigt werden. Zudem könnte ein höheres motivationales Potential des Trainings mit automatisierter Trainingssteuerung vorliegen. Durch die einfachere Protokollierung und den Einsatz technologischer Hilfsmittel ist eine größere Trainingsmotivation zu vermuten, wie bei van Het Reve et al. (2014) und Jorgensen (2014) beschrieben. Allerdings fand durch die Benutzung des PCs teilweise auch eine Beeinflussung des Trainingsablaufs statt, wenn z.B. technische Probleme auftraten. Dennoch konnten die Trainingsparameter der IG detailliert protokolliert werden, sodass die Angaben in Tab. 13 gemessene und keine manuell protokollierten Pausenwerte darstellen. Für die KG war es nur möglich, die manuell protokollierten Daten auszuwerten.

Anhand der Ergebnisse lässt sich auf einen kleinen bis mittleren Effekt der automatisierten Trainingssteuerung schließen. Durch die geringe Stichprobengröße kann dieser Unterschied zwar nicht statistisch abgesichert werden, es ist aber davon auszugehen, dass die automatisierte Trainingssteuerung zumindest keine schlechteren Trainingsergebnisse liefert als ein klassischer Trainingsplan,

wie er tagtäglich aufwändig von Trainern und Sportwissenschaftlern angefertigt und von Sportlern umgesetzt wird. Zudem konnten die Trainingsergebnisse in kürzerer Trainingszeit erreicht werden (geringere Wdh-Zahl und Pause). Durch die automatisierte Trainingssteuerung lässt sich somit der Planungsaufwand deutlich reduzieren, ohne Kompromisse im Trainingseffekt eingehen zu müssen. Damit ist, durch die schnellere und individuellere Anpassung des Trainingsstimulus auf die Tagesform des Athleten, sogar ein verbesserter Trainingseffekt vorstellbar. Insgesamt zeigten 9 von 29 Variablen einen kleinen Interventionseffekt. Die Intervention erreichte bei drei Variablen einen mittleren Interventionseffekt. Eine Variable zeigte einen kleinen, eine Variable einen mittleren negativen Interventionseffekt. Demnach deutet die Tendenz der abhängigen Variablen in Richtung positiver Interventionseffekt (s. Abb.25).

Theoretisch ist es denkbar, in zukünftigen Studien auf die anfängliche Bestimmung eines 1-RM zu verzichten, um die Trainingsbereiche zu definieren. Prinzipiell muss in das beschriebene System nur die geplante Wiederholungszahl eingegeben werden, durch die Regelung wird dann der gewünschte Trainingsbereich schnell erreicht. Eine individuellere Trainingssteuerung, wie durch die automatisierte Trainingssteuerung, ließe sich ansonsten nur durch eine sehr enge Trainer-Athleten Betreuung realisieren, die in der Praxis häufig nicht möglich ist. Das automatisierte System kann und soll den Trainer nicht ersetzen, kann aber Trainer und Athlet ein qualitativ hochwertigeres Training ermöglichen, ohne den organisatorischen und planerischen Aufwand zu erhöhen. Somit ist zu vermuten, dass auch die Akzeptanz von Trainern und Athleten hinsichtlich eines solchen Systems hoch sein wird.



Einzelergebnisse und Mittelwerte der Maximalkraftmessung

Abbildung 23: Einzel- (dünne Linien) und Mittelwerte (dicke Linien) der Maximalkraftmessung nach Brzycki (1993).

IG=Interventionsgruppe; KG=Kontrollgruppe.

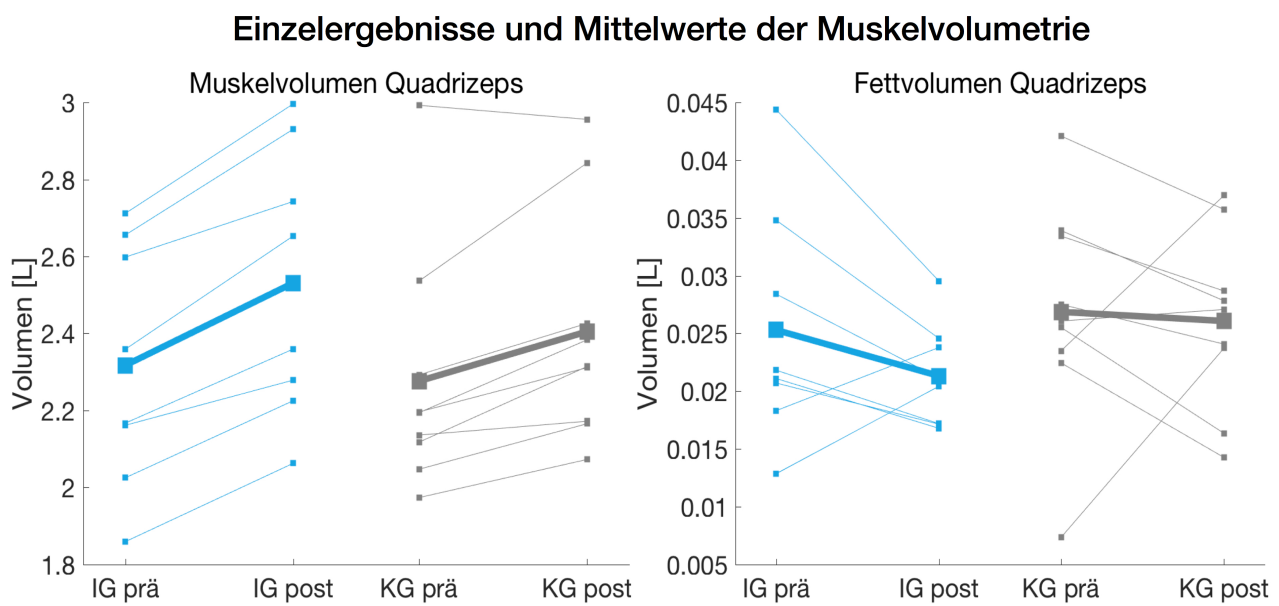


Abbildung 24: Einzel- (dünne Linien) und Mittelwerte (dicke Linien) der Muskelvolumetrie. IG=Interventionsgruppe; KG=Kontrollgruppe.

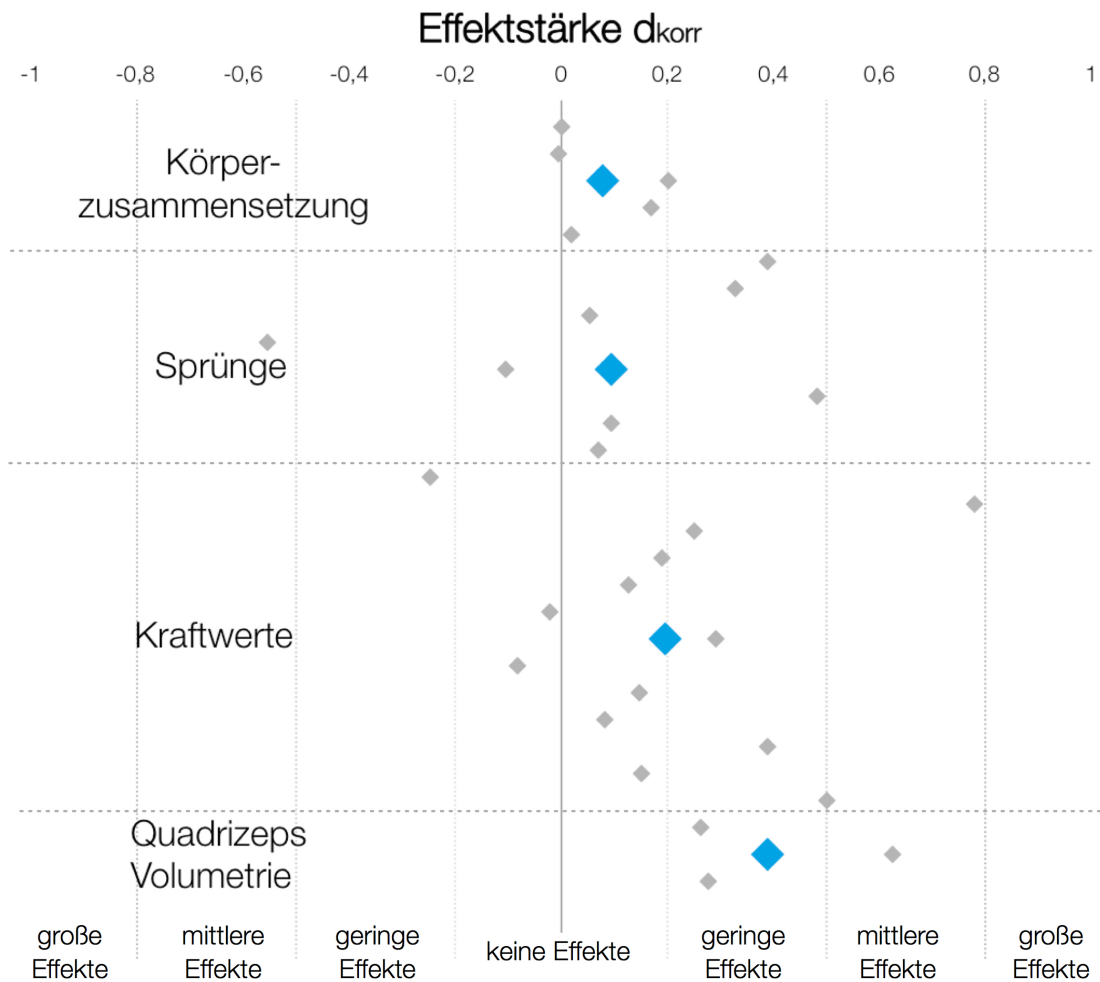


Abbildung 25: Effektstärken (d_{korr}) der Messparameter. Graue Markierungen repräsentieren die einzelnen Variablen, die blauen Werte entsprechen den gemittelten Effektstärken für die jeweiligen Bereiche.

Teil III

ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

ZUSAMMENFASSENDE DISKUSSION

Abschließend sollen in diesem Teil die wichtigsten Ergebnisse der beschriebenen Studien zusammengefasst sowie diese in den Forschungskontext eingeordnet werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Algorithmus zur automatischen Protokollierung von Krafttrainingsparametern entwickelt. Dieser Ansatz ist vergleichbar mit bereits kommerziell erhältlichen Systemen (s. Abschnitt 4.1). Allerdings wurde in dem hier vorgestellten Ansatz nur auf Beschleunigungsdaten zurückgegriffen. Dabei ist die Datenverarbeitung für einen robusten Algorithmus bei Beschleunigungsdaten schwieriger als bei Sensorfusions-Ansätzen, da vor allem die Erdbeschleunigung zunächst aus den Daten herausgerechnet werden muss, um Beschleunigungen interpretierbar zu machen. Somit muss das Verfahren durch geschickte und vielfältige Zusatzschritte abgesichert werden. Dies ist in der vorgestellten Routine zufriedenstellend erreicht worden, sodass sehr ähnliche und teilweise bessere Ergebnisse als bei publizierten, ebenso auf Beschleunigungsdaten basierenden Verfahren (z.B. bei Chang et al. (2007)), erreicht werden. Bei dem hier vorgestellten Algorithmus ist es nicht nötig, das System vorher zu kalibrieren oder die Trainingsübung einzugeben. Zudem ist es durch die Verwendung nur eines Sensors möglich, die Routine auf sehr kleinen Endgeräten einzusetzen, die somit zusätzlich die Beeinträchtigung des Trainingsprozesses minimieren. Mit dem beschriebenen Algorithmus können allerdings nicht alle Übungen abgedeckt werden, bzw. konnte der Algorithmus nicht in jeglichen Trainingssze-

narien getestet werden. So ist zu vermuten, dass mit dem gezeigten Ansatz keine Trainingsübungen mit vielfältigen Bewegungsebenen quantifiziert werden können, wie z.B. im klassischen Gewichthebertraining bei Reißen und Umsetzen. Hierzu muss der Algorithmus noch weiterentwickelt und eventuell eine übungsspezifische Auswertung für derartige Spezialfälle ausgearbeitet werden. Dennoch bietet die vorgestellte Logik die Möglichkeit, ein vielfältiges, detailliertes und vor allem objektives Trainingsprotokoll anzufertigen. Somit lässt sich eine qualitativ hochwertigere Trainingsdiagnostik erreichen, was einen deutlichen Fortschritt für Sportpraxis und Sportwissenschaft liefert.

Basierend auf den protokollierbaren Parametern wurde weiterhin die Möglichkeit einer Ermüdungserkennung entwickelt. Die Kombination von statistischen Verfahren (PCA) und sportwissenschaftlichem Wissen, ermöglichte es einen Krafttrainingssatz anhand eines einzelnen, objektiv erhobenen Faktors in ermüdend und nicht ermüdend zu klassifizieren. Hiermit wird eine objektive Bewertung und anschließende Trainingssteuerung während einer Trainingsintervention möglich. Unklar ist, ob der berechnete Ermüdungsfaktor ein lineares Verhältnis zur tatsächlichen Ermüdung aufweist. Hierzu müssen weitere Studien folgen. Die Korrelation von $r=-0.57$ des Ermüdungsfaktors mit dem Verlust an Geschwindigkeit im Satz lassen auf ein lineares Verhältnis hindeuten, allerdings müssten diese Ergebnisse durch weitere physiologische Ermüdungsfaktoren abgesichert werden. So war die Ermüdung im EMG (Dimitrov et al., 2006) mit einer Korrelation von $r=-0,59$ ebenfalls in einem vielversprechenden Bereich. Die Verwendung eines multifaktoriellen Ansatzes zur Ermüdungsdetektion wird von mehreren Autoren gefordert (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011; Rogers & MacIsaac, 2011). Die PCA wurde bereits in anderen Bereichen eingesetzt, um Ermüdung zu identifizieren

(Witte et al., 2011, 2009; Rogers & MacIsaac, 2011). Es wurde gezeigt, dass eine Verwendung auch für die Ermüdungsdetektion im Krafttraining eingesetzt werden kann. Durch die hier aufgezeigte Verwendung der PCA können eventuell auch in anderen Bereichen Ermüdungsphänomene (z.B. Bewegungsmuster beim Laufen) im komplexen Zusammenhang quantifiziert und beschrieben werden. Da die Erfassung der Ermüdung im Krafttraining auf physiologischer Basis nur sehr aufwändig und dennoch mit hoher Unsicherheit zu erreichen ist, bietet ein kinematischer Ansatz deutliche methodische, ethische und ökonomische Vorteile. Mit der hier vorgestellten Kombination aus Protokollierung und Ermüdungsquantifizierung können Trainer in Zukunft ungenutzte Potentiale des Athleten aufdecken und zudem den Athleten vor dem Übertraining bewahren, da ein besserer Rückschluss der Leistungsentwicklung auf das tatsächlich geleistete Training ermöglicht wird.

Als finaler Schritt dieser Arbeit wurde eine automatisierte Trainingssteuerung basierend auf den ermittelten Trainingsparametern entwickelt. Mit dieser Trainingssteuerung ist es möglich, Anpassungen in der Trainingsgestaltung bereits während des Trainings vorzunehmen. Dies ähnelt dem Ansatz der subjektiven Trainingssteuerung über den RPE-Wert, wie bei Naclerio et al. (2011). Allerdings wird neben der subjektiven Ermüdung auch die Pausendauer als Eingabevariable integriert; somit ist der Steuerungsansatz noch umfassender. Leider konnte auf Grund der fehlenden technischen Umsetzung (s. Kapitel 1) das Gesamtsystem mit Protokollierung, Ermüdungserkennung und Trainingssteuerung nicht eingesetzt werden. Somit sind die Konzepte bisher nur in sich validiert, eine Kombination der Systeme muss in zukünftigen Studien überprüft werden.

Im hier vorgestellten Trainingssteuerungsansatz wird ein Fuzzy-

Regler verwendet, um die Trainingsintensität zu regeln und eine direkte Trainingssteuerung zu ermöglichen. Dieses Vorgehen stellt einen innovativen Ansatz dar. Zwar gibt es schon seit vielen Jahren Expertensysteme im sportwissenschaftlichen Einsatz. Diese sind häufig aber sehr komplex und werden z.B. für eine automatisierte Rückmeldung hinsichtlich einer Bewegungskorrektur verwendet. Der verwendete Fuzzy-Regler kombiniert einen technischen Regler mit sportwissenschaftlichem Wissen und ermöglicht damit eine sehr effiziente und technisch umsetzbare Regelung der Trainingsintensität. Der hier beschriebene Ansatz regelt allerdings nur innerhalb einer Trainingseinheit. Um eine noch stärkere Verflechtung von aktuellem Wissensstand und Trainingssteuerung zu erreichen, müsste der Ansatz erweitert werden, um innerhalb einer Trainingswoche oder sogar einem ganzen Trainingszyklus steuern zu können, um so Erkenntnisse aus der Trainingsperiodisierung umzusetzen (Kiely, 2012; Issurin, 2010; Stocker et al., 2008). Damit könnten dem Trainer zusätzliche Hilfen für die Trainingsplanung und optimale Gestaltung des Trainingsprozesses bereitgestellt und somit zur optimalen Leistungsentwicklung des Athleten beigetragen werden. Die Ergebnisse der automatisierten Trainingssteuerung hinsichtlich des Trainingseffektes bestätigen die Forderungen vieler Autoren nach individueller und beanspruchungs-orientierter Trainingsgestaltung (Marshall et al., 2014; Kraemer et al., 2009; Bird et al., 2005). Die Probanden, die mit automatisierter Trainingssteuerung trainierten, konnten in vielen Bereichen gleiche Trainingsergebnisse wie die Kontrollgruppe erreichen, in manchen Variablen waren mittlere positive Effekte der Intervention zu finden. Somit kann das vorgestellte System zumindest für das Hypertrophietraining mit positivem Einfluss im Krafttraining eingesetzt werden. Im Ausdauerbereich ist die automatisierte Trainingssteuerung und

Protokollierung seit vielen Jahren etabliert (Borresen & Lambert, 2009). Hier gibt es bereits zahlreiche Anbieter und Möglichkeiten. Auf dem Markt der technologischen Trainingsbegleitung in vielen Bereichen ist durch sogenannte Wearables in den letzten Jahren sehr viel Neues entwickelt worden. Hier sind viele Konzepte aber eher mit motivationalem Fokus oder können nur rudimentäre Unterstützung im Training bieten. Die in dieser Arbeit geleistete Kombination von Sensorik und sportwissenschaftlichem Wissen ist daher in vielerlei Hinsicht innovativ und richtungweisend.

AUSBLICK

Die drei Hauptfragestellungen dieser Arbeit konnten zufriedenstellend beantwortet und die Konzepte validiert werden. Als nächster Schritt wäre eine technische Umsetzung der beschriebenen Verfahren in ein Gesamtsystem durchzuführen. Ähnlich dem in Kapitel 1 beschriebenen Ansatz könnte dies beispielsweise als autarkes System in Form einer Trainingsuhr erfolgen. Allerdings sind hier Rechenleistung und Speicherkapazität begrenzt, weshalb eine einfache Erweiterung des Systems nicht ohne Weiteres möglich wäre. Daher erscheint eine Kombination aus Smartphone und Sensorik zielführender, da zum einen auf die hohe Rechenleistung aktueller Smartphones zurückgegriffen werden kann, zudem kaum Speicherbegrenzungen vorliegen. Weiterhin ist bei Verwendung eines Smartphones die Kommunikation mit z.B. dem Trainer direkt integriert, sodass Trainingsdaten in beide Richtungen einfach ausgetauscht werden könnten. Nach technischer Umsetzung wäre der nächste Schritt die bestehenden Algorithmen zu erweitern, um ein noch größeres Übungsspektrum und z.B. auch klassische Gewichtheberübungen abdecken zu können. Da diese besonders im Leistungssport hohe Relevanz haben, müsste dies geleistet werden, um ein vollständig im Leistungs- und Breitensport einsetzbares System anbieten zu können.

Ein weiterer zukünftiger Schritt ist der Einsatz des Systems zur Überprüfung bestehender Trainingskonzepte und eventueller Entwicklung neuer Trainingsansätze im Krafttraining. Durch die mögliche exakte Protokollierung der Trainingsdaten kann erstmals in

vielfältigen Trainingsszenarien ein Rückschluss vom tatsächlichen Training auf die Leistungsentwicklung erreicht werden. Hierdurch lassen sich vermutlich neue Erkenntnisse zur optimalen Gestaltung des Trainingsreizes generieren. Weiterhin finden sich in vielen Trainingsstudien Berichte über Responder und Non-Responder im Krafttraining (Andersen & Aagaard, 2010; Schoenfeld, 2013). Diese Interpretation der fehlenden Leistungsentwicklung bei manchen Probanden konnte bisher nicht richtig erklärt werden. Mit dem hier beschriebenen Ansatz wäre zukünftig eine bessere Interpretation von fehlenden Trainingseffekten möglich. Zwar gibt es hier auch genetische Ansätze im Ausdauertraining (Timmons et al., 2010), für das Krafttraining wurde aber aktuell noch kein Zusammenhang mit genetischen Markern beschrieben. Eine aktuelle Studie hat einen Zusammenhang zwischen der Reaktion von Satellitenzellen nach einer Trainingseinheit und der Muskelhypertrophie festgestellt (Bellamy et al., 2014). Auf diesem Gebiet werden aber vermutlich in den nächsten Jahre weitere Erkenntnisse zu einem tieferen Verständnis beitragen.

Abschließend sollte das aktuell auf den Trainingssatz reduzierte Expertensystem zur Trainingssteuerung erweitert werden, um dem Trainer auch z.B. innerhalb einer Trainingsperiode assistieren zu können und somit das komplexe Leistungsgefüge einfacher interpretier- und steuerbar zu machen. Hier müssten komplexere Expertensysteme entwickelt werden, die den aktuellen Wissensstand zur Trainingsperiodisierung mit den Daten aus der Trainings- und Leistungsdiagnostik kombinieren. So soll der Trainer keinesfalls ersetzt, sondern in der Interpretation der vielfältigen Daten unterstützt werden, was letztendlich der Leistungsentwicklung des Athleten förderlich ist. Eine vollständige Vorhersage und Steuerung des Trainings wird aber auf Grund der hohen Spezifik der Anpassung und hohen individuellen Komponente jedes

Sportlers sowie der vielfältigen nicht erfass- und steuerbaren Faktoren im Leistungssport nicht möglich sein.

Teil IV

ANHANG

A

LITERATURVERZEICHNIS

LITERATURVERZEICHNIS

- Achten, J. & Jeukendrup, A. (2003). Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(7), 517–538.
- Ahmed, A. (2006). *Entwurf eines Expertensystems für die spezielle körperliche Vorbereitungsplanung von Volleyball-Junioren*. Dissertation, Gießen.
- Ahtiainen, J. P., Hoffren, M., Hulmi, J. J., Pietikäinen, M., Mero, A. A., Avela, J., & Häkkinen, K. (2010). Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. *European journal of applied physiology*, 108(2), 273–9.
- Akagi, R., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2008). Establishing a new index of muscle cross-sectional area and its relationship with isometric muscle strength. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 22(1), 82–7.
- Andersen, J. & Aagaard, P. (2010). Effects of strength training on muscle fiber types and size; consequences for athletes training for high-intensity sport. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
- Arts, F. & Kuipers, H. (1994). The relation between power output, oxygen uptake and heart rate in male athletes. *International journal of sports medicine*, 15(5), 228–231.

- Baar, K. (2009). A scientific approach to building strength and endurance training in practice. In *Strength Training* (pp. 85–96).
- Baechle, T. & Earle, R. (2008). *Essentials of strength training and conditioning* (3rd. ed.). Champaign, Il: Human Kinetics.
- Banister, E., Calvert, T., Savage, M., & Bach, T. (1975). A systems model of training for athletic performance. *Aust J Sports Med Exerc Sci*, 7, 57–61.
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., & Bruhn, S. (2014). Effect of plyometric training on neural and mechanical properties of the knee extensor muscles. *International journal of sports medicine*, 35(2), 101–19.
- Bellamy, L. M., Joanisse, S., Grubb, A., Mitchell, C. J., McKay, B. R., Phillips, S. M., Baker, S., & Parise, G. (2014). The Acute Satellite Cell Response and Skeletal Muscle Hypertrophy following Resistance Training. *PLoS ONE*, 9(10), e109739.
- Benito, P. J., Neiva, C., González-Quijano, P. S., Cupeiro, R., Morencos, E., & Peinado, A. B. (2012). Validation of the SenseWear armband in circuit resistance training with different loads. *European journal of applied physiology*, 112(8), 3155–9.
- Bird, S. P. S., Tarpenning, K. K. M., & Marino, F. E. F. (2005). Designing Resistance Training Programmes to Enhance Muscular Fitness A Review of the Acute Programme Variables. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 35(10), 841–851.
- Bland, J. M. & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307–10.

- Bloomer, R. & Ives, J. (2000). Varying Neural and Hypertrophic influences in a Strength Program. *Strength and Conditioning Journal*, 22(2), 30–35.
- Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand. J. Rehab. Med.*, 2, 92–98.
- Borg, G. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*, 14(5), 377–381.
- Borges, M. (2014). Peakdet Function. Zugriff am 24.11.14 unter: <http://de.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/47264-peakdet>.
- Borresen, J. & Lambert, M. (2006). Validity of Self-Reported Training Duration. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 1(4), 353–359.
- Borresen, J. & Lambert, M. (2008). Quantifying training load: a comparison of subjective and objective methods. *International journal of sports physiology and performance*, 3(1), 16.
- Borresen, J. & Lambert, M. (2009). The quantification of training load, the training response and the effect on performance. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(9), 779–795.
- Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (6. ed.). Heidelberg: Springer.
- Brown, N., Holfelder, B., Hauber, C., Schilke, M., Bubeck, D., Brack, R., & Alt, W. (2014). Zusammenhang zwischen RPE und Blutlaktatkonzentration im Krafttraining. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 62(1), 39–48.

- Brown, S., Thompson, W., & Bailey, J. (1990). Blood lactate response to weightlifting in endurance and weight trained men. *J Appl Sport Sci Res*, 4(4), 122–130.
- Bruhn, S., Kullmann, N., & Gollhofer, A. (2006). Combinatory effects of high-intensity-strength training and sensorimotor training on muscle strength. *International journal of sports medicine*, 27(5), 401–406.
- Brunner, G., Nambi, V., Yang, E., Kumar, A., Virani, S. S., Kougias, P., Shah, D., Lumsden, A., Ballantyne, C. M., & Morrisett, J. D. (2011). Automatic quantification of muscle volumes in magnetic resonance imaging scans of the lower extremities. *Magnetic resonance imaging*, 29(8), 1065–75.
- Brzycki, M. (1993). Strength Testing-Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue. *JOPERD—The Journal of Physical Education, Recreation and Dance*, 64(1), 88–90.
- Buckley, J. P. & Borg, G. A. V. (2011). Borg's scales in strength training; from theory to practice in young and older adults. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquée, nutrition et métabolisme*, 36(5), 682–92.
- Buitrago, S., Wirtz, N., Yue, Z., Kleinöder, H., & Mester, J. (2011). Effects of load and training modes on physiological and metabolic responses in resistance exercise. *European journal of applied physiology*.
- Buresh, R., Berg, K., & French, J. (2009). The effect of resistive exercise rest interval on hormonal response, strength, and hypertrophy with training. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 23(1), 62–71.

- Butterfield, T. A., Leonard, T. R., & Herzog, W. (2005). Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 99(4), 1352–8.
- Campos, G. E. R., Luecke, T. J., Wendeln, H. K., Toma, K., Hagerman, F. C., Murray, T. F., Ragg, K. E., Ratamess, N. a., Kraemer, W. J., & Staron, R. S. (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *European journal of applied physiology*, 88(1-2), 50–60.
- Chang, K.-h., Chen, M. Y., & Canny, J. (2007). Tracking Free-Weight Exercises. *Computer Science*, 4717, 19–37.
- Cho, A. & Leonhart, R. (2012). Lösungsansätze für das Problem fehlender Werte: Mechanismen erkennen und adäquat behandeln. *Methoden in der Rehabilitationsforschung*.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Mahwah, NJ: Erlbaum.
- Colado, J. C., Garcia-Masso, X., Triplett, T. N., Flandez, J., Borreani, S., & Tella, V. (2012). Concurrent validation of the OMNI-resistance exercise scale of perceived exertion with Thera-band resistance bands. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(11), 3018–24.
- Conconi, F., Ferrari, M., & Ziglio, P. (1982). Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J Appl Physiol*, 52(4), 869–873.
- Cortes, N., Onate, J., & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*, 39(3), 888–93.

- Crewther, B., Cronin, J., & Keogh, J. (2005). Possible stimuli for strength and power adaptation: acute mechanical responses. *Sports medicine*, 35(11), 967–989.
- Crewther, B., Cronin, J., & Keogh, J. (2006). Possible stimuli for strength and power adaptation: Acute metabolic responses. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(1), 65–78.
- Crewther, B., Keogh, J., Cronin, J., & Cook, C. (2006). Possible stimuli for strength and power adaptation: acute hormonal responses. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(3), 215–238.
- Daffertshofer, A., Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2004). PCA in studying coordination and variability: a tutorial. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(4), 415–28.
- Day, M., McGuigan, M., Brice, G., & Foster, C. (2004). Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 18(2), 353–358.
- de Salles, B. F., Simão, R., Miranda, F., Novaes, J. d. S., Lemos, A., & Willardson, J. M. (2009). Rest interval between sets in strength training. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(9), 765–77.
- de Souza, T. P., Fleck, S. J., Simão, R., Dubas, J. a. P., Pereira, B., de Brito Pacheco, E. M., da Silva, A. C., & de Oliveira, P. R. (2010). Comparison between constant and decreasing rest intervals: influence on maximal strength and hypertrophy. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 24(7), 1843–50.
- Deutscher Normenausschuss (1968). *Regelungstechnik und Steuerungstechnik*. Berlin [u.a.]: Beuth, Deutscher Normenausschuß.

- Dimitrov, G. V., Arabadzhiev, T. I., Mileva, K., Bowtell, J., Crichton, N., & Dimitrova, N. (2006). Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(11), 1971–1979.
- Dimitrova, N. & Dimitrov, G. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13–36.
- Drinkwater, E. J., Galna, B., McKenna, M. J., Hunt, P. H., & Pyne, D. B. (2007). Validation of an optical encoder during free weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 21(2), 510–7.
- Egan, A., Winchester, J., Foster, C., & McGuigan, M. (2006). Using Session RPE to Monitor Different Methods of Resistance Exercise. *Journal of sports science & medicine*, 5(2), 289–95.
- Enoka, R. M., Baudry, S., Rudroff, T., Farina, D., Klass, M., & Duchateau, J. (2011). Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(2), 208–19.
- Espinosa, J., Vandewalle, J., & Wertz, V. (2005). *Fuzzy Logic, Identification and predictive Control*. London: Springer.
- Evangelista, R., Pereira, R., Hackney, A., & Machado, M. (2011). Rest interval between resistance exercise sets: length affects volume but not creatine kinase activity or muscle soreness. *International journal of sports physiology and performance*, 6(1), 118.

- Farah, B. Q. B., Lima, A. H. R. A., Lins-Filho, O. L., Souza, D. J. C. A., Silva, G. Q. M., Robertson, R. J., Cyrino, E. S., & Ritti-Dias, R. M. (2012). Effects of rest interval length on rating of perceived exertion during a multiple-set resistance exercise. *Perceptual and motor skills*, 115(1), 279–282.
- Farinatti, P. T. V. & Castinheiras Neto, A. G. (2011). The effect of between-set rest intervals on the oxygen uptake during and after resistance exercise sessions performed with large- and small-muscle mass. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 25(11), 3181–90.
- Faude, O., Kindermann, W., & Meyer, T. (2009). Lactate threshold concepts: how valid are they? *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(6), 469–90.
- Federolf, P., Tecante, K., & Nigg, B. (2012). A holistic approach to study the temporal variability in gait. *Journal of biomechanics*, 45(7), 1127–32.
- Folland, J. P., Irish, C. S., Roberts, J. C., Tarr, J. E., & Jones, D. a. (2002). Fatigue is not a necessary stimulus for strength gains during resistance training. *British journal of sports medicine*, 36(5), 370–3; discussion 374.
- Foster, C., Heimann, K., Esten, P., Brice, G., & Porcari, J. (2001). Differences in Perceptions of Training by Coaches and Athletes. *The South African Journal of Sports Medicine*, 8(2), 3–7.
- Friedmann-Bette, B. (2011). Die Spiroergometrie in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 62(1).

- Fröhlich, M. & Pieter, A. (2009). Cohen's Effektstärken als Mass der Bewertung von praktischer Relevanz-Implikationen für die Praxis. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 57(4), 139–142.
- Garma, T., Kobayashi, C., Haddad, F., Adams, G. R., Bodell, P. W., & Baldwin, K. M. (2007). Similar acute molecular responses to equivalent volumes of isometric, lengthening, or shortening mode resistance exercise. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 102(1), 135–43.
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(4), 501–12.
- González-Izal, M., Rodríguez-Carreño, I., Malanda, a., Mallor-Giménez, F., Navarro-Amézqueta, I., Gorostiaga, E. M., & Izquierdo, M. (2010). sEMG wavelet-based indices predicts muscle power loss during dynamic contractions. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(6), 1097–106.
- Haken, H. (1977). *Synergetics: an introd.; nonequilibrium phase transitions and self-organization in physics, chemistry and biology*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Haken, H. (2004). *Synergetics: introduction and advanced topics*. Berlin [u.a.]: Springer.
- Hardee, J. P., Lawrence, M. M., Utter, A. C., Triplett, N. T., Zwetsloot, K. A., & McBride, J. M. (2012). Effect of inter-repetition rest on ratings of perceived exertion during multiple sets of the

- power clean. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8), 3141–3147.
- Hardt, J., Herke, M., & Leonhart, R. (2012). Auxiliary variables in multiple imputation in regression with missing X: a warning against including too many in small sample research. *BMC Medical Research Methodology*, 12(1), 1.
- Hayati Rezvan, P., Lee, K. J., & Simpson, J. A. (2015). The rise of multiple imputation: a review of the reporting and implementation of the method in medical research. *BMC medical research methodology*, 15(1), 30.
- Heller, M. (2004). *Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängiges Frequenzverhalten von Oberflächenelektromyogrammen*. Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg.
- Hennemann, E. (1974). Rank order of motoneuron within a pool: law of combination. *Journal of physiology*, 27.
- Hering, E. & Schönfelder, G. (2012). *Sensoren in Wissenschaft und Technik*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner.
- Hohmann, A., Letzelter, M., & Lames, M. (2007). *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Wiebelsheim: Limpert.
- Holfelder, B., Brown, N., & Bubeck, D. (2013). The Influence of Sex, Stroke and Distance on the Lactate Characteristics in High Performance Swimming. *PLoS ONE*, 8(10), e77185.
- Hong, T.-P., Lin, K.-Y., & Wang, S.-L. (2003). Fuzzy data mining for interesting generalized association rules. *Fuzzy Sets and Systems*, 138(2), 255–269.

- Hooff, N. V. (2013). *Performance assessment and feedback of fitness exercises using smartphone sensors*. PhD thesis, Groningen.
- Hoppeler, H., Baum, O., Lurman, G., & Mueller, M. (2011). Molecular mechanisms of muscle plasticity with exercise. *Comprehensive Physiology*, 1(3), 1383–1412.
- Issurin, V. V. B. (2010). New Horizons for the Methodology and Physiology of Training Periodization. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 40(3), 189–206.
- Izquierdo, M., González-Badillo, J. J., Häkkinen, K., Ibáñez, J., Kraemer, W. J., Altadill, A., Eslava, J., & Gorostiaga, E. M. (2006). Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. *International journal of sports medicine*, 27(9), 718–24.
- Izquierdo, M., Ibáñez, J., González-Badillo, J. J., Häkkinen, K., Ratamess, N. a., Kraemer, W. J., French, D. N., Eslava, J., Altadill, A., Asiain, X., & Gorostiaga, E. M. (2006). Differential effects of strength training leading to failure versus not to failure on hormonal responses, strength, and muscle power gains. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 100(5), 1647–56.
- Jakobsen, M., Sundstrup, E., Randers, M. B., Kjær, M., Andersen, L. L., Krstrup, P., & Aagaard, P. (2012). The effect of strength training, recreational soccer and running exercise on stretch-shortening cycle muscle performance during countermovement jumping. *Human movement science*, 31(4), 970–86.
- Jorgensen, M. G. n. (2014). Assessment of postural balance in community-dwelling older adults - methodological aspects and

- effects of biofeedback-based Nintendo Wii training. *Danish medical journal*, 61(1), B4775.
- Karlsson, A., Rosander, J., Romu, T., Tallberg, J., Student, M., Grönqvist, A., Borga, M., & Dahlqvist Leinhard, O. (2014). Automatic and quantitative assessment of regional muscle volume by multi-atlas segmentation using whole-body water-fat MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 41(6), 1558–1569.
- Kellmann, M. & Kallus, K. (2000). *Der Erholungs-Belastungs-Fragebogen für Sportler; Handanweisung*. Frankfurt: Swets Test services.
- Kerlinger, F. (1973). *Foundations of behavioral research* (2nd ed.). New York: Holb, Reichert und Winston.
- Kiely, J. (2012). Periodization Paradigms in the 21st Century : Evidence-Led or Tradition-Driven ? Periodization Theory :. *International journal of sports physiology and performance*, 7, 242–250.
- Kim, J., Kim, S., Park, S., Ahn, S., Lee, Y., & Kim, Y. (2013). Bandwidth optimization of the fatigue index to estimate muscle fatigue during dynamic contractions. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 14(7), 1–7.
- Klauer, K. (2001). *Handbuch kognitives Training*. Göttingen: Hogrefe.
- Koenig, J., Jarczok, M., & Wasner, M. (2014). Heart Rate Variability and Swimming. *Sports Medicine*, 44, 1377–1391.
- Kraemer, W. & Ratamess, N. (2004). Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(4), 674.

- Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Ratamess, N. a., Alvar, B. A., Evetoch, T., Housh, T., Kibler, B., & Triplett, N. T. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(3), 687–708.
- Kraemer, W. J., Noble, B. J., Clark, M. J., & Culver, B. W. (1987). Physiologic responses to heavy-resistance exercise with very short rest periods. *International journal of sports medicine*, 8(4), 247–52.
- Lagally, K. & Robertson, R. (2006). Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 252.
- Laursen, P. B. (2010). Training for intense exercise performance: high-intensity or high-volume training? *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20 Suppl 2, 1–10.
- Leonhart, R. (2013). *Lehrbuch Statistik: Einstieg und Vertiefung*. Bern: Huber.
- Lescher, S., Bender, B., Eifler, R., Haas, F., Gruber, K., & Felber, S. (2011). Isometric non-machine-based prevention training program: effects on the cross-sectional area of the paravertebral muscles on magnetic resonance imaging. *Clinical neuroradiology*, 21(4), 217–22.
- LeSuer, D., McCormick, J., & Mayhew, J. (1997). The accuracy of prediction equations for estimating 1-RM performance in the bench press, squat, and deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 11(4), 211–213.
- Lilly, J. (2010). *Fuzzy control and identification*. New Jersey: Wiley Online Library.

- Lixandrão, M. E., Ugrinowitsch, C., Bottaro, M., Chacon-Mikahil, M. P. T., Cavaglieri, C. R., Min, L. L., Oliveira de Souza, E., Laurentino, G. C., & Libardi, C. A. (2014). Vastus lateralis muscle cross sectional area ultrasonography validity for image-fitting in humans. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 28(11), 3293–3297.
- Loenneke, J. P., Fahs, C. a., Wilson, J. M., & Bemben, M. G. (2011). Blood flow restriction: the metabolite/volume threshold theory. *Medical hypotheses*, 77(5), 748–52.
- Loenneke, J. P., Wilson, J. M., Balapur, A., Thrower, A. D., Barnes, J. T., & Pujol, T. J. (2012). Time under tension decreased with blood flow-restricted exercise. *Clinical physiology and functional imaging*, 32(4), 268–73.
- Lottmann, A. (2002). *Untersuchungen zur optimierung der belastungssteuerung im krafttraining durch kombination verschiedener methoden der trainings- begleitenden leistungsdiagnostik*. PhD thesis, Göttingen.
- Makrogiannis, S., Serai, S., Fishbein, K., Schreiber, C., Frrucci, L., & Spencer, R. (2012). Automated Quantification of Muscle and Fat in the Thigh from Water-, Fat- and Non-Suppressed MR Images. *J Magn Reson Imaging*, 35(5), 1152–1161.
- Manimmanakorn, A., Manimmanakorn, N., Taylor, R., Draper, N., Billaut, F., Shearman, J. P., & Hamlin, M. J. (2013). Effects of resistance training combined with vascular occlusion or hypoxia on neuromuscular function in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 113(7), 1767–1774.
- Marschall, F., Büsch, D., & Saarlandes, U. (2014). Positionspapier für eine beanspruchungsorientierte Trainingsgestaltung

- im Krafttraining. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 62(1), 24–31.
- Mauch, M., Ag, P. R., Rist, H.-j., Ag, P. R., Kaelin, X., & Ag, P. R. (2014). Reliability and Validity of Two Measurement Systems in the Quantification of Jump Performance. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 62(1), 57–63.
- McGuigan, M. R. & Foster, C. (2004). A new approach to monitoring resistance training. *Strength and Conditioning Journal*, 26(6), 42–47.
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2014). Validation of a simplified method for muscle volume assessment. *Journal of biomechanics*, 47(6), 1348–52.
- Morales, J., Álamo, J., Garcia-Masso, X., Buscà, B., Lopez, J., Serrano, P., & Gonzalez, L. (2013). Use of heart rate variability in monitoring stress and recovery in judo athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(7), 1896–1905.
- Naclerio, F., Rodríguez-Romo, G., Barriopedro-Moro, M. I., Jiménez, A., Alvar, B. A., & Triplett, N. T. (2011). Control of resistance training intensity by the OMNI perceived exertion scale. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 25(7), 1879–88.
- Novatchkov, H. & Baca, A. (2012). Machine learning methods for the automatic evaluation of exercises on sensor-equipped weight training machines. *Procedia Engineering*, 34, 562–567.
- Novatchkov, H. & Baca, A. (2013). Artificial Intelligence in Sports on the Example of Weight Training. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12, 27–37.

- Pampus, B. (1992). Die Muskelleistung als Intensitätsparameter im Krafttraining. In *Theorie und Praxis der Psychomotorik - Band 12.*, volume 12. Kassel: Gesamthochschulbibliothek.
- Parr, J. J., Yarrow, J. F., Garbo, C. M., & Borsa, P. A. (2009). Symptomatic and functional responses to concentric-eccentric isokinetic versus eccentric-only isotonic exercise. *Journal of athletic training*, 44(5), 462–8.
- Perl, J., Lames, M., & Glitsch, U. (2002). *Modellbildung in der Sportwissenschaft*. Schorndorf: Hofmann.
- Pernek, I., Hummel, K. A., & Kokol, P. (2012). Exercise repetition detection for resistance training based on smartphones. *Personal and Ubiquitous Computing*, 17(4), 771–782.
- Piirainen, J. M., Tanskanen, M., Nissilä, J., Kaarela, J., Väärälä, A., Sippola, N., & Linnamo, V. (2011). Effects of a heart rate-based recovery period on hormonal, neuromuscular, and aerobic performance responses during 7 weeks of strength training in men. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 25(8), 2265–73.
- Pincivero, D., Timmons, M., & Elsing, D. (2010). RPE angle effects in young and middle-aged adults. *International journal of sports medicine*, 31(4), 257–260.
- Pinto, R., Gomes, N., & Radaelli, R. (2012). Effect of Range of Motion on Muscle Strength and Thickness. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2140–2145.
- Popadic Gacesa, J. Z., Kozic, D. B., Dragnic, N. R., Jakovljevic, D. G., Brodie, D. a., & Grujic, N. G. (2009). Changes of functional status and volume of triceps brachii measured by magnetic

- resonance imaging after maximal resistance training. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 29(3), 671–6.
- Rhea, M. R., Alvar, B. A., Burkett, L. N., & Ball, S. (2003). A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Med Sci Sports Exerc.*, 35, 456–64.
- Rodriguez, N. R., Di Marco, N. M., & Langley, S. (2009). American College of Sports Medicine position stand. Nutrition and athletic performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(3), 709–31.
- Rogers, D. R. & MacIsaac, D. T. (2011). EMG-based muscle fatigue assessment during dynamic contractions using principal component analysis. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 21(5), 811–8.
- Rogers, D. R. & MacIsaac, D. T. (2013). A comparison of EMG-based muscle fatigue assessments during dynamic contractions. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(5), 1004–11.
- Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., & Reid, W. D. (2009). The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 43(8), 556–68.
- Roos, L., Taube, W., Brandt, M., Heyer, L., & Wyss, T. (2013). Monitoring of Daily Training Load and Training Load Responses in Endurance Sports: What Do Coaches Want? *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 61(4), 30–36.

- Roth, S., Ivey, F., & Martel, G. (2001). Muscle size responses to strength training in young and older men and women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 49, 1428–1433.
- Row, B. S., Knutzen, K. M., & Skogsberg, N. J. (2012). Regulating explosive resistance training intensity using the rating of perceived exertion. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(3), 664–71.
- Sánchez-Medina, L. & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(9), 1725–34.
- Sato, K., Smith, S. L., & Sands, W. A. (2009). Validation of an accelerometer for measuring sport performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 341–347.
- Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S., & Halle, M. (2013). Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 113(1), 147–155.
- Schiaffino, S. (2010). Fibre types in skeletal muscle: a personal account. *Acta physiologica*, 199(4), 451–463.
- Schiebl, F. (2001). Fuzzy-Technikdiagnose - Der Einsatz wissensbasierter Fuzzy-Systeme zur Fehlerdiagnose sportlicher Bewegungstechniken. In *Sport und Informatik VIII. Bericht über den 7. Workshop Sport und Informatik vom 14.-16.6.2000 in Mainz*. Köln: Sport u. Buch Strauß.
- Schmidt, H. (2005). *Modelle, komplexe Systeme und Möglichkeiten von Zeitreihenanalysen zur sportlichen Leistungsoptimierung - theo-*

retische und empirische Untersuchungen. Dissertation, Universität Dortmund.

- Schmitt, L., Regnard, J., Desmarests, M., Mauny, F., Mourot, L., Fouillot, J.-P., Coulmy, N., & Millet, G. (2013). Fatigue shifts and scatters heart rate variability in elite endurance athletes. *PloS one*, 8(8), e71588.
- Schnabel, G., Harre, H., & Krug, J. (2009). *Trainingslehre-Trainingswissenschaft: Leistung-Training-Wettkampf*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Schoenfeld, B. J. (2010). The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2857–2872.
- Schoenfeld, B. J. (2013). Potential mechanisms for a role of metabolic stress in hypertrophic adaptations to resistance training. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 43(3), 179–94.
- Schulze, M., Song, B., Gietzelt, M., Wolf, K.-H., Kayser, R., Tegbur, U., & Marscholke, M. (2010). Supporting rehabilitation training of COPD patients through multivariate sensor-based monitoring and autonomous control using a Bayesian network: prototype and results of a feasibility study. *Informatics for health & social care*, 35(3-4), 144–56.
- Senna, G., Willardson, J. M., de Salles, B. F., Scudese, E. a., Carneiro, F., Palma, A., & Simão, R. (2011). The effect of rest interval length on multi and single-joint exercise performance and perceived exertion. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 25(11), 3157–62.

- Shaner, A. A., Vingren, J. L., Hatfield, D. L., Budnar, R. G., Duplanty, A. A., & Hill, D. W. (2014). The acute hormonal response to free weight and machine weight resistance exercise. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 28(4), 1032–40.
- Singh, F., Foster, C., Tod, D., & McGuigan, M. (2007). Monitoring different types of resistance training using session rating of perceived exertion. *International journal of sports physiology and performance*, 2(1), 34.
- Souza, E. O., Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Roschel, H., & Lowery, R. P. (2014). Early Adaptations to Six Weeks of Non-Periodized and Periodized Strength Training Regimens in Recreational Males. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(November 2013), 604–609.
- Springer, B. & Pincivero, D. (2010). Differences in ratings of perceived exertion between the sexes during single-joint and whole-body exercise. *Journal of sports sciences*, 28(1), 75–82.
- Stec, M. J. & Rawson, E. S. (2012). Estimation of resistance exercise energy expenditure using triaxial accelerometry. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(5), 1413–22.
- Stocker, S., Clijsen, R., Taeymans, J., & Schmidtbleicher, D. (2008). Variation in Strength Training with non linear or undulation Periodization- a literature review. In *ECSS Estoril 2008*, number July.
- Stone, M., Pierce, K., & Godson, D. (1987). Heart rate and lactate levels during weight-training in trained and untrained men. *Phys Sportsmed*, 15(5), 97–105.

- Sweet, T., Foster, C., McGuigan, M., & Brice, G. (2004). Quantitation of resistance training using the session rating of perceived exertion method. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 18(4), 796–802.
- Tanskanen, M., Piirainen, J. M., Santala, J., Kurtti, K., & Linnamo, V. (2011). FAM Frequency response method as a tool to assess muscular and physiological recovery after exercise. In *ECSS Liverpool 2011 Book of Abstracts*.
- Taylor, J. (1988). *Fehleranalyse - Eine Einführung in die Untersuchung von Unsicherheiten in physikalischen Messungen*. Weinheim: VCH.
- Testa, M., Noakes, T., & Desgorces, F.-D. (2011). Training state improves the relationship between RPE and relative exercise volume during resistance exercises. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(11), 2990–2996.
- Tiggemann, C. L., Korzenowski, A. L., Brentano, M. A., Tartaruga, M. P., Alberton, C. L., & Kruegel, L. F. M. (2010). Perceived exertion in different strength exercise loads in sedentary, active, and trained adults. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 24(8), 2032–41.
- Timmons, J., Knudsen, S., Rankinen, T., Koch, L. G., Sarzynski, M., Jensen, T., & Keller, P. (2010). Using molecular classification to predict gains in maximal aerobic capacity following endurance exercise training in humans. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 108(6), 1487–96.
- Toigo, M. (2006a). Trainingsrelevante Determinanten der molekularen und zellulären Skelettmuskeladaptation. Teil 1: Einleitung

- und Längenadaptation. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 54(3), 101–107.
- Toigo, M. (2006b). Trainingsrelevante Determinanten der molekularen und zellulären Skelettmuskeladaptation. Teil 2: Adaptation von Querschnitt und Fasertypusmodulen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 54(4), 121–132.
- Toigo, M. & Boutellier, U. (2006). New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. *European journal of applied physiology*, 97(6), 643–63.
- Tremblay, M. S., Copeland, J. L., & Van Helder, W. (2004). Effect of training status and exercise mode on endogenous steroid hormones in men. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 96(2), 531–539.
- Tukey, J. (1977). *Exploratory data analysis*. Boston: Addison-Wesley.
- van Het Reve, E., Silveira, P., Daniel, F., Casati, F., & de Bruin, E. D. (2014). Tablet-based strength-balance training to motivate and improve adherence to exercise in independently living older people: part 2 of a phase II preclinical exploratory trial. *Journal of medical Internet research*, 16(6), e159.
- Velloso, E., Bulling, A., Gellersen, H., Ugulino, W., & Fuks, H. (2013). Qualitative activity recognition of weight lifting exercises. *Proceedings of the 4th Augmented Human International Conference on - AH '13*, 116–123.
- Venhorst, A. (2007). *Längsschnittstudie zur Eignung der Herzfrequenzvariabilität in der Trainingssteuerung*. Dissertation, Ruhr Universität Bochum.

- von Foerster, H. (1988). Abbau und Aufbau. In F. Simon (Ed.), *Lebende Systeme* (pp. 19–33). Berlin: Springer.
- Walker, S., Davis, L., Avela, J., & Häkkinen, K. (2012). Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(3), 356–62.
- Weineck, J. (2002). *Optimales Training*. Balingen: Spitta-Verlag.
- Wilson, G. J., Newton, R., Murphy, A. J., & Humphries, B. J. (1993). The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med Sci Sports Exerc.*, 25, 1279–86.
- Wirth, K. (2004). *Trainingshäufigkeit beim Hypertrophietraining*. PhD thesis, Universität Frankfurt.
- Wirtz, N., Buitrago, S., Kleinöder, H., & Mester, J. (2010). Laktatkonzentrationen bei 4 verschiedenen Krafttrainingsmethoden. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 58(3), 85–90.
- Wirtz, N., Buitrago, S., Kleinoeder, H., & Mester, J. (2009). Auswirkungen klassischer Krafttrainingsmethoden auf die Sauerstoffaufnahme während und nach einmaligen, erschöpfenden Belastungen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 57(3), 108–112.
- Wirtz, N., Kleinoeder, H., Baucsek, S., & Mester, J. (2012). Verlauf der Blutlaktatkonzentration bei aufeinanderfolgenden Kraftbelastungen derselben Muskelgruppe. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 60(1), 26–30.

- Witte, K., Heller, M., Baca, A., & Kornfeind, P. (2011). Application of PCA for analysis of movement coordination during fatigue. In *Proceedings of the 8th International Symposium on Computer Science in Sport*, number suffix 2 (pp. 41–44). World Academic Press.
- Witte, K., Schobesberger, H., & Peham, C. (2009). Motion pattern analysis of gait in horseback riding by means of Principal Component Analysis. *Human Movement Science*, 28(3).
- Zaciorskij, V. (1971). Kybernetik - Mathematik - Sport. *Theorie und Praxis der Körperkultur*, 19, 1068–1091.
- Zadeh, L. (1973). Outline of a new approach to the analysis of complex systems and decision processes. *IEEE Trans. Syst., Man, Cybern. Part B*, 3(1), 28–44.

ERGEBNISTABELLEN STUDIE 2.

Tabelle 14: Gesamtwerte und Limits of Agreement für die berechneten Parameter der Studie 2.

Gesamtwerte	PosAlg	AccAlg	Bias	oberes LOA	unteres LOA
Wiederholungszahl	1439	1466	-0,06	0,79	-0,92
TUT [s]	4327	4585	0,62	6,05	-4,81
TUT erste Phase [s]	2070	2301	-0,32	5,25	-5,89
TUT isometrisch [s]	2214	2190	-0,17	1,79	-2,13
TUT zweite Phase [s]	42	95	1,08	6,45	-4,28
Pause zw. Wdh [s]	199	184	0,1	5,5	-5,29
ROM [%] (MW \pm SD)	91,2 \pm 7	73,4 \pm 18,4	-17,7	-18,9	54,3

Tabelle 15: Systematische Abweichung und Limits of Agreement für die Trainingsübungen der Studie 2.

Übungsspezifische Auswertung			
	Bias	oberes LOA	unteres LOA
<i>Wiederholungszahl</i>			
Bankdrücken	-0,04	0,9	-1,0
Beinpresse	-0,06	0,8	-0,9
Rumpfflexion	-0,08	0,8	-1,0
<i>TUT [s]</i>			
Bankdrücken	0,31	4,5	-3,9
Beinpresse	-0,58	5,8	-7,0
Rumpfflexion	2,09	6,2	-2,0
<i>TUT erste Phase [s]</i>			
Bankdrücken	-0,77	3,9	-5,5
Beinpresse	0,08	6,4	-6,3
Rumpfflexion	-0,28	5,2	-5,8
<i>TUT isometrisch [s]</i>			
Bankdrücken	-0,20	1,1	-1,5
Beinpresse	0,12	2,5	-2,2
Rumpfflexion	-0,43	1,5	-2,3
<i>TUT zweite Phase [s]</i>			
Bankdrücken	1,27	4,4	-1,9
Beinpresse	-0,80	3,8	-5,4
Rumpfflexion	2,75	8,3	-2,8
<i>Pause zw. Wdh [s]</i>			
Bankdrücken	0,11	3,6	-3,3
Beinpresse	1,63	8,3	-5,1
Rumpfflexion	-1,42	2,1	-5,0

Tabelle 16: Systematische Abweichung und Limits of Agreement für die Trainingsmethoden der Studie 2.

Trainingsmethodenspezifische Auswertung	Bias	oberes LOA	unteres LOA
<i>Wiederholungen</i>			
IK-Training	-0,13	0,8	-1,1
Hypertrophie	-0,05	0,7	-0,8
Kraftausdauer	0,06	0,7	-0,6
<i>TUT [s]</i>			
IK-Training	0,79	3,8	-2,2
Hypertrophie	0,08	6,5	-6,3
Kraftausdauer	1,32	7,6	-5,0
<i>TUT erste Phase [s]</i>			
IK-Training	0,11	3,8	-3,6
Hypertrophie	-0,49	5,3	-6,2
Kraftausdauer	-0,58	6,8	-8,0
<i>TUT isometrisch [s]</i>			
IK-Training	0,10	2,1	-1,9
Hypertrophie	-0,49	1,6	-2,6
Kraftausdauer	-0,04	1,3	-1,4
<i>TUT zweite Phase [s]</i>			
IK-Training	0,51	3,9	-2,9
Hypertrophie	1,06	6,4	-4,3
Kraftausdauer	1,95	9,1	-5,2
<i>Pause zw. Wdh [s]</i>			
IK-Training	-0,14	2,0	-2,3
Hypertrophie	0,51	6,8	-5,8
Kraftausdauer	-0,28	6,5	-7,1

MATLAB ALGORITHMUS ZUR PROTOKOLLIERUNG VON TRAININGSDATEN

```
%% delete gain
AccX=AccX-AccX(1,1);
AccY=AccY-AccY(1,1);
AccZ=AccZ-AccZ(1,1);

l = size(AccX, 1) ;

%% remove Gravity
gX = zeros(l, 1) ;
gY = zeros(l, 1) ;
gZ = zeros(l, 1) ;

for i = 2:size(AccX, 1)
    gX(i, 1) = 0.9 * gX(i-1, 1) + 0.1 * AccX(i-1, 1) ;
    gY(i, 1) = 0.9 * gY(i-1, 1) + 0.1 * AccY(i-1, 1) ;
    gZ(i, 1) = 0.9 * gZ(i-1, 1) + 0.1 * AccZ(i-1, 1) ;
end

AccX = AccX - gX ;
AccY = AccY - gY ;
AccZ = AccZ - gZ ;
```

Algorithmus 1: Filterung der Erdbeschleunigung und des systematischen Offsets

```
%% filter raw data
Wn=0.5/(Fs*0.5);
[B, A] = butter(1, Wn) ;
```

```

AccX_f = filtfilt(B, A, AccX) ;
AccY_f = filtfilt(B, A, AccY) ;
AccZ_f = filtfilt(B, A, AccZ) ;

%% get main axis

% determine main movement axis
vL_accX1 = round(length(AccX_f) * 0.1) ;
vL_accX2 = round(length(AccX_f) * 0.9) ;
vL_accY1 = round(length(AccY_f) * 0.1) ;
vL_accY2 = round(length(AccY_f) * 0.9) ;
vL_accZ1 = round(length(AccZ_f) * 0.1) ;
vL_accZ2 = round(length(AccZ_f) * 0.9) ;

accX_23 = AccX_f(vL_accX1:vL_accX2) ; % window between 10 and 90% of
vector length
accY_23 = AccY_f(vL_accY1:vL_accY2) ; % window between 10 and 90% of
vector length
accZ_23 = AccZ_f(vL_accZ1:vL_accZ2) ; % window between 10 and 90% of
vector length

sd_acc_X = std(accX_23) ;
sd_acc_Y = std(accY_23) ;
sd_acc_Z = std(accZ_23) ;

% get main axis 0:none, 1:X, 2:Y, 3:Z
if sd_acc_X>sd_acc_Y && sd_acc_X>sd_acc_Z
    acc_main = AccX_f ; main_axis = 1 ;
elseif sd_acc_Y>sd_acc_X && sd_acc_Y>sd_acc_Z
    acc_main = AccY_f; main_axis = 2 ;
elseif sd_acc_Z>sd_acc_X && sd_acc_Z>sd_acc_Y
    acc_main = AccZ_f; main_axis = 3 ;
end

```

Algorithmus 2: Filterung und Hauptbewegungsachse

```

%with fourier to find main frequency in pre-filtered signal

```

```
f_main=fft(acc_main); % do fast fourier transformation-> result is a
    complex vektor with spectral analysis
f_main=abs(f_main); % do abs on complex vektor to get double
f_main=f_main(1:Fs,:); %cut vektor to Measurement frequency
[~, f_mainf]=max(f_main); %get main Frequency determined for whole
    length of measurement
freq_fft=f_mainf/(size(acc_main,1)/Fs);
```

Algorithmus 3: Fast Fourier Transformation zur Abschätzung der Bewegungsfrequenz

```
%test for small amplitude and Filter more
amp_23=acc_main(0.33*size(acc_main,1):0.66*size(acc_main,1), :);
amp_23=max(amp_23) - min(amp_23);

% % Filter real Acc Data
if amp_23<1
    [B, A] = butter(1, 0.01); % Cutoff frequency: 0.125 Hz
else
    [B, A] = butter(1, 0.05) ; % Cutoff frequency: 0.625 Hz
end
AccX = filtfilt(B, A, AccX) ; % filter with Coefficients
AccY = filtfilt(B, A, AccY) ;
AccZ = filtfilt(B, A, AccZ) ;

% Fit smoothing according to movement frequency
if freq_fft<0.6
    window = 1 *Fs; movement='slow';
elseif freq_fft>1
    window = 0.25 *Fs; movement='fast';
else
    window = 0.5 * Fs; movement='normal';
end
AccX = smooth2(AccX(1:l, 1), window, 1); %1 = moving
AccY = smooth2(AccY(1:l, 1), window, 1);
AccZ = smooth2(AccZ(1:l, 1), window, 1);
```

Algorithmus 4: Bewegungs- und Amplitudenabhängige Filterung

```

%calculate resultant acceleration
acc.res_filt=sqrt(AccX.^2 + AccY.^2 + AccZ.^2) ;

%find peaks on filtered main axis
if amp_23<1
    [acc_max_main, acc_min_main]=peakdet(main_filt, 0.01);
else
    [acc_max_main, acc_min_main]=peakdet(main_filt, 0.1);
end

```

Algorithmus 5: Suchen nach Extremwerten in resultierender Beschleunigung

```

%% Find crossings in 3 axes
diff_xy=abs(AccX-AccY);
diff_xz=abs(AccX-AccZ);
diff_yz=abs(AccY-AccZ);

%Method 1: Crossings based on crossings of 3 Axes
acc_res_cross=diff_xy+diff_xz+diff_yz;

[~, mintab]=peakdet(acc_res_cross, 0.001);

lmintab = size(mintab, 1) ;
acc_crossings = mintab;
acc_crossings(1:lmintab, 3) = 0 ;

```

Algorithmus 6: Definition der Crossings und Suchen von Extremwerten auf dem Resultierenden Crossing-Vektor.

```

%% Correct Crossings
%set start end endpoints of acceleration signal
acc_wS=1;
acc_wE=length(acc_res_raw_filt);

%integrate start and endpoints
acc_crossings=[acc_wS -1 0; acc_crossings; acc_wE -1 0];

%define third column to 1 for max, -1 for min and 0 for crossings

```

```

acc_max_main(:,3)=1;
acc_min_main(:,3)=-1;

% create vektor with all crossings and extrema; sort this vektor to
  get the
% exact order
points=[acc_max_main(:, 1:3); acc_min_main(:, 1:3); acc_crossings(:,
  1:3)]; %
points=sortrows(points,1);

```

Algorithmus 7: Addition der Anfangs- und Endframes sowie Sortierung von Crossings und Extremwerten

```

% with one correct rep, 3 crossings with two peaks in between occur
% meaning: cr, peak, cr, peak, cr, peak, cr etc.

% create variable double_points with all double entries
for iD=1:size(points, 1)-1
    if points(iD,3)==points(iD+1,3)
        double_points(iD,1:3)=points(iD,1:3);
        double_points(iD+1,1:3)=points(iD+1,1:3);
    end
end

```

Algorithmus 8: Konstruktion eines „Points“ Vektors mit allen doppelten Einträgen

```

%get mins of resultant vektor at crossing to determine correct
crossing
value_res=zeros(size(double_points,1),1);
for iR=1:size(double_points,1)
    value_res(iR,1)=acc_res_filt(double_points(iR,1),:);
end

double_points(:,2)=value_res;

% find mins of double crossings-blocks to determine correct
crossings

```

```

stop=max(double_points(:,4));
min_blocks = zeros(stop, 1) ;
for iB=1:stop
    mins = min(double_points(find(double_points(:,4)==iB), 2));
    if ~isempty(mins)
        min_blocks(iB,:) = mins ;
    end
end
end

```

Algorithmus 9: Suchen der korrekten Crossings

```

%% delete false crossings by dynamic threshold
% this eliminates crossings with very short time between crossings
k=size(acc_crossings,1);

if freq_fft<0.6
    thresh = 0.5;
elseif freq_fft>1
    thresh=0.25;
else
    thresh=0.5;
end

for iC=2:k
    if acc_crossings(iC, 1)-acc_crossings(iC-1, 1)<thresh*Fs
        if acc_crossings(iC, 2)< acc_crossings(iC-1, 2)
            acc_crossings(iC-1,:)=0;
        elseif acc_crossings(iC, 2)> acc_crossings(iC-1,2)
            acc_crossings(iC,:)=0;
        end
    end
end
end

```

Algorithmus 10: Korrektur von Crossings mit sehr kurzem zeitlichem Abstand.

```

%check crossings based on mean integral between crossings
for iI=2:size(acc_crossings,1)
    int_acc(iI,1)=trapz(acc_res_filt(acc_crossings(iI-1,1):
acc_crossings(iI,1), 1)); %get integral between crossings

```

```

end

if size(int_acc,1)>3
    m_int=mean(int_acc(2:end-1, 1));
else m_int=mean(int_acc);
end

for iC=2:size(int_acc,1)
    if int_acc(iC, 1)<0.33*m_int
        if acc_crossings(iC, 2)< acc_crossings(iC-1, 2)
            acc_crossings(iC-1,:)=0;
        elseif acc_crossings(iC, 2)> acc_crossings(iC-1,2)
            acc_crossings(iC,:)=0;
        end
    end
end
end

```

Algorithmus 11: Korrektur von Crossings mit geringem Flächenintegral unter der resultierenden Beschleunigung.

```

%% count reps
% based on triplets of crossings

j=1;
for iZ=3:2:size(acc_crossings, 1)
    count(j, :)=acc_crossings(iZ,:);
    j=j+1;
end

if size(acc_crossings, 1)<3 %if less than 3 crossings are found,
    reps are set to 0
    reps=0;
else
    reps=size(count, 1);
end

```

Algorithmus 12: Zählen der Crossings und Ausgabe der Wiederholungszahl

```

%% number of crossings
nCF = size(crossingsF, 1) ; %crossingsF=crossings in frames

%% repsTP
r = 1:2:nCF ;
f_repsTP = crossingsT(r, 1) ; %crossingsT=crossings in time (s)
format

%% duration of reps
f_repsT = diff(f_repsTP).*Fs ;

%% duration of forward phase
j = 1 ;
for i = 1:2:nCF-1
    if i+1 <= nCF

        fe = crossingsF(i+1, 1) ;
        fs = crossingsF(i, 1) ;

        f_pForwardT(j, 1) = fe - fs ;
    end
    j = j + 1 ;
end
end

```

Algorithmus 13: Berechnung der Dauer der Wiederholungen sowie der ersten Bewegungsphase.

```

%% Find ISO
%define search window for isometric phases
windowIso = ceil(0.5*f_m_repsT) ; %f_m_repsT=mean duration of reps

windowS = floor(0.1*windowIso) ;

%find small phases (9 Frames) where resultant is below threshold
for iC = 2:nXC %number of crossings

    %threshold for even (iso) and uneven (break) crossings

```

```

if mod(iC, 2)==0
    phase_thresh=0.5*acc_res_thresh; %for iso
else
    phase_thresh=0.6*acc_res_thresh; % for break
end

if acc_crossings(iC, 1) > windowIso(1,1)
    wS=acc_crossings(iC,1)-windowIso(1,1);

    %find phases before crossing
    for iW=wS(1,1):windowS(1,1):acc_crossings(iC,1)-windowS(1,1)

        index=round(iW+windowS(1,1));

        if acc_res_filt(iW:index,1)<phase_thresh(iW:index,1)
            acc_iso(iW, 1)=windowS;
            acc_iso(iW, 2)=iC;
            acc_iso(iW, 3)=NaN;
        end
    end
end
end
end
end

```

Algorithmus 14: Bestimmung isometrischer Phasen und Pausen zwischen den Wiederholungen anhand einer dynamischen Grenze.

```

% Generate matrix with iso and break phases around crossings
for iB=1:nXC
    %find windows with isometric phases before crossings
    isoDur_ind_b=find(iso_n(:,2)==iB & isnan(iso_n(:,1))==0);
    %find windows with isometric phases after crossings
    isoDur_ind_a=find(iso_n(:,2)==iB & isnan(iso_n(:,3))==0);

    %add number of windows with isometric phases with duration of
    phase in
    %frames
    acc_isoDur(iB,1)=length(isoDur_ind_b).*windowS(1,1);
    acc_isoDur(iB,3)=length(isoDur_ind_a).*windowS(1,1);

```

```

acc_isoDur(iB,2)=iB;

%result is a matrix with following style: duration before
crossing, nr
%of crossing, duration after crossing
end

%% Correct features for isometric phases
% correct iso phases to 0 if not longer than 0.5s
for iT=1:size(acc_isoDur,1)
    if (acc_isoDur(iT,1)+acc_isoDur(iT,3))<0.5*Fs
        acc_isoDur(iT,1)=0;
        acc_isoDur(iT,3)=0;
    end
end

% correct forward phases
kF=1;
for iF=1:nPForwardT
    f_pForwardT(iF,1)=f_pForwardT(iF,1)- (acc_isoDur(kF,3)+
acc_isoDur(kF+1,1));
    kF=kF+2;
end

```

Algorithmus 15: Korrektur der Phasendauern mittels isometrischer Phasen und Pausen zwischen den Wiederholungen

```

%determine Velocity vektor by integration in defined parts
for iP=1:size(reps_starts,1)-1
    s=reps_starts(iP,1);
    e=reps_starts(iP+1,1);

    act_a_X=AccX(s:e,1); %get actual phase acceleration
    act_a_Y=AccY(s:e,1);
    act_a_Z=AccZ(s:e,1);

    act_a_X=act_a_X-act_a_X(1,1); %clear gain and set velocity to 0
    act_a_Y=act_a_Y-act_a_Y(1,1);

```

```

act_a_Z=act_a_Z-act_a_Z(1,1);

act_v_X=cumtrapz(act_a_X); %integrate with trapezoid-method
act_v_Y=cumtrapz(act_a_Y);
act_v_Z=cumtrapz(act_a_Z);

act_v_res=sqrt(act_v_X.^2+act_v_Y.^2+act_v_Z.^2); %resultant
velocity

v_X(s:e,1)=act_v_X;
v_Y(s:e,1)=act_v_Y;
v_Z(s:e,1)=act_v_Z;

v_res(s:e,1)=act_v_res;

kP=kP+1;
end

```

Algorithmus 16: Integration des Beschleunigungssignals zur Geschwindigkeit

```

%determine Position vektor by integration in defined parts
for iP=1:size(reps_starts,1)-1
    s=reps_starts(iP,1);
    e=reps_starts(iP+1,1);

    act_v_X=v_X(s:e,1); %get actual phase velocity
    act_v_Y=v_Y(s:e,1);
    act_v_Z=v_Z(s:e,1);

    act_v_X=act_v_X-act_v_X(1,1); %clear gain and set velocity to 0
    act_v_Y=act_v_Y-act_v_Y(1,1);
    act_v_Z=act_v_Z-act_v_Z(1,1);

    act_p_X=cumtrapz(act_v_X); %integrate with trapezoid method
    act_p_Y=cumtrapz(act_v_Y);
    act_p_Z=cumtrapz(act_v_Z);

    act_p_res=sqrt(act_p_X.^2+act_p_Y.^2+act_p_Z.^2);

```

```
p_diff(kP,1)=max(act_p_res)-min(act_p_res);

p_X(s:e,1)=act_p_X;
p_Y(s:e,1)=act_p_Y;
p_Z(s:e,1)=act_p_Z;

p_res(s:e,1)=act_p_res;

kP=kP+1;
end

nPdiff = size(p_diff, 1) ;
ROM_perc = zeros(nPdiff, 1) ;

% calculate percent of ROM_max for each rep
for iR=1:nPdiff
    if nPdiff>3
        ROM_perc(iR,1)=p_diff(iR,1)/max(p_diff(2:end-1, 1))*100;
    elseif nPdiff>1
        ROM_perc(iR,1)=p_diff(iR,1)/max(p_diff(2:end, 1))*100;
    else
        ROM_perc(iR,1)=p_diff(iR,1)/max(p_diff)*100;
    end
end
```

Algorithmus 17: Integration der Geschwindigkeit zur Position

MESSPROTOKOLL STUDIE 4

Trainingsprotokoll Krafttrainingsstudie



Trainingseinheit **1** Proband Nr: **12**
 Datum _____ Gruppe: **2**

Übung	Satz	Gewicht	Wdh	RPE
Bankdrücken	1	45 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Beinpresse	1	130 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Latzug	1	58 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Kniebeuge	1	80 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Ruderzug	1	63 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Beinstrecker	1	90 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Rumpfflexion	1	55 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
Beinbeuger	1	83 kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	2	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
	3	kg		0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Übungen können aus dem folgenden Übungspool ausgewählt werden (Bitte immer eine Beinübung mit einer anderen Übung abwechseln):

Bankdrücken Latzug Ruderzug Rumpfflexion
 Beinpresse Kniebeuge Beinstrecker Beinbeuger

Bitte immer minimal 8, maximal 12 Wiederholungen durchführen!

ERGEBNISTABELLEN STUDIE 4

Tabelle 17: Ergebnisübersicht Studie 4- Körperzusammensetzung und Sprünge.

	Gruppe	MW pre	MW post	SD pre	SD post	N pre	N post	d_{kor}
Größe [cm]	IG	179,88	179,88	4,40	4,40	8	8	0,00
	KG	179,89	179,89	6,21	6,21	9	9	
Gewicht [kg]	IG	75,35	75,94	6,26	7,11	8	8	0,00
	KG	75,81	76,46	7,19	7,09	9	9	
% Fett	IG	10,49	9,27	3,03	3,57	8	8	0,20
	KG	12,46	11,86	6,20	4,91	9	9	
Körpervolumen [L]	IG	70,09	71,17	5,71	6,46	8	8	0,17
	KG	70,84	70,80	7,32	7,20	9	9	
RFD _{CMJ} [N/ms]	IG	47,68	59,67	21,52	25,49	8	8	0,39
	KG	86,82	84,49	40,39	35,25	9	9	
Höhe CMJ [m]	IG	0,361	0,372	0,053	0,054	8	8	0,33
	KG	0,397	0,393	0,046	0,051	9	9	
RFD _{0-50SJ} [N/ms]	IG	28,11	23,44	11,05	11,84	8	8	-0,55
	KG	39,75	44,76	19,23	19,84	9	9	
RFD _{50-100SJ} [N/ms]	IG	43,49	38,84	14,70	15,79	8	8	-0,11
	KG	53,01	48,14	20,86	13,92	9	9	
RFD _{100-150SJ} [N/ms]	IG	29,78	26,30	15,16	7,93	8	8	0,48
	KG	29,10	21,38	11,90	10,27	9	9	
Höhe SJ [m]	IG	0,313	0,331	0,045	0,046	8	8	0,09
	KG	0,355	0,367	0,046	0,042	9	9	

Tabelle 18: Ergebnisübersicht Studie 4- Kraftwerte.

	Gruppe	MW pre	MW post	SD pre	SD post	N pre	N post	d _{korrr}
1-RM_BD [kg]	IG	83,88	86,57	17,52	19,23	7	7	-0,24
	KG	70,99	75,98	10,83	13,09	8	8	
1-RM_BP [kg]	IG	174,55	208,14	28,30	45,13	8	8	0,78
	KG	181,21	188,86	29,33	17,61	7	7	
1-RM_LZ [kg]	IG	85,13	95,55	13,20	19,37	8	8	0,25
	KG	80,15	85,15	11,03	11,05	8	8	
1-RM_KB [kg]	IG	111,65	138,93	21,15	33,91	8	8	0,19
	KG	116,13	140,97	11,07	17,85	8	8	
1-RM_RZ [kg]	IG	88,34	100,04	12,60	14,60	8	8	0,12
	KG	82,18	91,11	9,35	11,42	8	8	
1-RM_BS [kg]	IG	98,71	116,65	23,76	30,89	7	7	-0,02
	KG	108,42	129,77	26,80	33,67	5	5	
1-RM_RF [kg]	IG	80,55	87,16	19,05	12,55	8	8	0,29
	KG	69,01	74,86	15,16	12,99	8	8	
1-RM_BB [kg]	IG	113,30	125,02	18,14	25,31	7	7	-0,08
	KG	108,24	120,33	12,13	8,59	6	6	
iMVT ₈₀ [Nm]	IG	276,25	289,98	124,97	135,71	8	8	0,08
	KG	263,43	264,74	90,78	116,27	8	8	
RTD ₈₀ [Nm/ms]	IG	12,32	12,21	5,46	6,14	8	8	0,39
	KG	12,98	10,74	4,90	5,09	8	8	
iMVT ₄₅ [Nm]	IG	213,84	219,28	75,59	96,94	8	8	0,15
	KG	223,00	216,33	77,08	94,86	8	8	
RTD ₄₅ [Nm/ms]	IG	11,23	11,84	5,00	6,01	8	8	0,50
	KG	11,95	10,00	4,36	4,47	8	8	

Tabelle 19: Ergebnisübersicht Studie 4- Muskelvolumetrie.

	Gruppe	MW pre	MW post	SD pre	SD post	N pre	N post	d_{korr}
Fett [L]	IG	0,0253	0,0213	0,0095	0,0042	8	8	0,62
	KG	0,0269	0,0261	0,0091	0,0072	9	9	
Muskel [L]	IG	2,32	2,53	0,29	0,32	8	8	0,28
	KG	2,28	2,41	0,29	0,29	9	9	

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die Arbeit selbständig erstellt und nur die angegebenen Hilfsmittel verwendet habe. Alle Stellen, die dem Wortlaut oder dem Sinn nach anderen Werken, gegebenenfalls auch elektronischen Medien, entnommen sind, sind von mir durch Angabe der Quelle als Entlehnung kenntlich gemacht.

Stuttgart, 2015



Niklas Brown,
16. Dezember 2015