



DIPLOMARBEIT / DIPLOMA THESIS

Titel der Diplomarbeit / Title of the Diploma Thesis

„Auswirkungen einer ermüdenden
Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten auf
Parameter der Haltungsstabilität und
Haltungskontrolle“

verfasst von / submitted by

Julia Grimm

gemeinsam mit / in collaboration with

Anna Karina Bürger

angestrebter akademischer Grad / in partial fulfilment of the requirements for the
degree of

Magistra der Naturwissenschaften (Mag.rer.nat.)

Wien, 2017 / Vienna 2017

Studienkennzahl lt. Studienblatt /
degree programme code as it appears on
the student record sheet:

A 190 482 344

Studienrichtung lt. Studienblatt /
degree programme as it appears on
the student record sheet:

Lehramt
UF Bewegung und Sport
UF Englisch

Betreut von/Supervisor:

Univ.-Prof. Mag. Dr. Harald Tschan

Danksagung (Julia Grimm)

Wir möchten uns herzlich bei allen Personen bedanken, die uns im Laufe des Studiums tatkräftig unterstützt haben. Dies gilt vor allem unseren Eltern, die uns während des gesamten Werdegangs finanziell unter die Arme gegriffen haben, unseren vielen Studienkollegen, Studienkolleginnen, Freunden, Freundinnen, Geschwistern, die uns einzigartige Momente in dieser Zeit bescherten, und allen Professoren und Professorinnen sowie der Universität Wien, die uns diese Ausbildung und Weiterbildung ermöglichten und durch die wir viel lernen konnten.

Weiters möchten wir uns herzlich bei unserem Diplomarbeitsbetreuer Univ.-Prof. Mag. Dr. Tschan bedanken, der uns durch seine freundliche und aufgeschlossene Art während der Durchführung unserer Studie kompetent begleitete und unterstützte. Wir bedanken uns auch bei seinem gesamten Team, insbesondere bei Christoph Triska, MSc, die uns im Labor willkommen hießen und bei Fragen zur Seite standen sowie bei Christoph Semmelmayr, der uns ebenfalls bei der Durchführung und vor allem Auswertung tatkräftig unterstützte.

Ein weiterer Dank gebührt den zwei Studienkollegen, Dominik Marksteiner und Andreas Lahmer, die uns nicht nur die Geräte im Labor detailliert und geduldig erklärten und Andreas uns sogar ein selbstentwickeltes Programm für die Auswertung ohne Zögern zu Verfügung stellte, sondern auch für Fragen im Laufe der Diplomarbeit offen waren und weiterhalfen.

Abschließend bedanken wir uns von ganzem Herzen bei unseren Probanden und Probandinnen für die Teilnahme an dieser aufwendigen und kräfteaubenden Studie und die Bereitschaft sich für die Wissenschaft zu verausgaben.

Abstract (Julia Grimm)

Background: The ability to keep the balance is fundamental to the human organism. It is not only essential for exercising but also for the everyday life. However, due to various circumstances the postural control and stability can be impaired. Some scholars argue that one major factor which induce imbalance involves muscle fatigue of the lower extremities whereas other researchers in the field disagree and alleges that there is no correlation between balance and muscle fatigue. In order to bring facts to light of this controversial issue, this study investigates the effects of muscle fatigue of the lower extremities on postural stability and postural control.

Objectives: This study aims to find out whether postural control and stability is affected by a high intensive training program of the lower extremities. Furthermore, the maximal strength of the participants is examined in order to identify a possible decline during the session. The third goal of this study is to examine correlations between postural control or stability and the decline of the maximal strength of the lower extremities.

Method: 40 active, healthy participants (m=21, f=19, age: 24.6 ± 2.2 years, height: 1.73 ± 0.08 m, shoe size: 26.47 ± 2.84 cm, weight: 69.9 ± 12.9 kg, BMI: 23.2 ± 2.84) without visual impairments completed the fatiguing training program at the Isomed_2000® and three tests (before, 3 minutes after and 45 minutes after the fatiguing exercises) on the Sensewave medical®. The program on the Sensewave medical® included 4 static (1-4) and 4 dynamic (5-8) tests on a two-legged stance task under following conditions: eyes open – stable surface; eyes closed – stable surface; eyes open – standing on a foam pad; eyes closed – standing on a foam pad after somatosensory input from cutaneous mechanoreceptors. The tests 5-8 were conducted under the same test conditions but on a moving surface. The resistance exercise training was conducted on the linear module of the Isomed_2000® and consisted of 3 sets (8 maximum repetitions) which were separated by a rest of 2 minutes. The participants were required to raise maximal eccentric and concentric force. The postural parameters COPT (Centre of Pressure Track) and ROM (Range of Motion) of the test before the fatiguing training were

compared with those 3 minutes and 45 minutes after the training. In order to identify the relationship between the postural parameters (COPT, ROM) and the force parameters (maximal strength, work, power, decline of maximal strength, decline of work, decline of power) correlation tests by Pearson ($p > 0.05$) were conducted and analyzed by the SPSS-program (version 22.0).

Results: The values of COPT (stat., open) ($p < 0.001$), COPT (stat., closed) ($p < 0.01$), ROM (stat., open) ($p < 0.05$) and ROM (stat., closed) ($p < 0.05$) increased significantly after the fatiguing program and the value of COPT (stat., foam, open) after the training differs significantly from the value after a rest of 45 minutes ($p < 0.05$). Furthermore, postural sway in dynamic and static positions increases as soon as the eyes are closed. Additionally, the visual system gains in importance after the fatiguing exercises concerning the tests of COPT (stat., foam), COPT (dyn.), ROM (stat., foam), ROM (dyn.) und ROM (dyn., foam). The absolute values of the maximal strength, work and power as well as the relative ones (divided by the weight of the participants) decreased during the fatiguing program. The analysis shows a larger decline from the first to the second set than from the second to the third one. These force parameters including the decline of each partly correlate significantly with the postural parameters (COPT, ROM). 20 correlations ($p < 0.01$; $p < 0.05$) between the COPT and the absolute values and 12 between the COPT and the relative values of the force parameters could be identified. The normalized COPT (divided by the height of the participants) shows 12 significant and highly significant ($p < 0.001$; $p < 0.01$; $p < 0.05$) correlations with the absolute values and 6 with the relative values of the force parameters. The ROM correlates significantly and highly significantly ($p < 0.001$; $p < 0.01$; $p < 0.05$) 28 times with the absolute and 21 times with the relative values of the force parameters. The normalized ROM (divided by the height of the participants) shows 26 significant and highly significant ($p < 0.001$; $p < 0.01$; $p < 0.05$) correlations with the absolute values and 19 with the relative values of the force parameters.

Conclusion: Reasons for the specific correlations could not be found within this investigation. Hence, further research should be done on the relationship between the postural control or stability and the human muscle strength. Additionally,

following studies should change the order of the tests on the Sensewave, where the dynamic tests precede the static ones as significant differences are only found with the static postural parameters.

Keywords: postural control; visual system; somatosensory system; balance; muscle fatigue; maximal strength

Zusammenfassung (Julia Grimm)

Hintergrund: Die Gleichgewichtsfähigkeit ist eine der grundlegenden Fähigkeiten des menschlichen Organismus. Nicht nur bei sportlicher Aktivität, sondern auch im täglichen Leben spielt die Fähigkeit, die Haltungskontrolle bzw. Haltungsstabilität zu bewahren, eine zentrale Rolle. Jedoch kann sie aufgrund äußerer Einflüsse beeinträchtigt werden. Forscher und Forscherinnen nennen hier den Einfluss der muskulären Ermüdung aufgrund einer Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten. Die Literatur zeigt sich diesbezüglich aber widersprüchlich.

Ziele der Studie: Das Hauptziel dieser Studie ist es, herauszufinden, ob die Haltungskontrolle bzw. -stabilität aufgrund eines ermüdenden Krafttrainings der unteren Extremitäten beeinträchtigt wird. Weiters soll sie darüber Aufschluss geben, ob die Maximalkraft im Laufe der Kraftbeanspruchung abnimmt. Das dritte Ziel ist die Überprüfung, ob die Haltungskontrolle bzw. -stabilität mit der Maximalkraft und deren Abfall zusammenhängt.

Methode: 40 sportliche, gesunde Testpersonen (männlich: 21, weiblich: 19, Alter: $24,6 \pm 2,2$ Jahre, Größe: $1,73 \pm 0,08$ m, Schuhgröße: $26,47 \pm 2,84$ cm, Gewicht: $69,9 \pm 12,9$ kg, BMI von $23,2 \pm 2,8$), frei von vestibulären oder visuellen Störungen, wurden für diese Studie herangezogen. Sie absolvierten ein Krafttraining am Isomed_2000® und drei Gleichgewichtsmessungen am Sensewave medical® (vor, 3 Minuten nach und 45 Minuten nach der Kraftbeanspruchung). Die Gleichgewichtstestungen setzten sich aus 4 statischen (1-4) und 4 dynamischen (5-8) Messungen im beidbeinigen Stand unter folgenden Rahmenbedingungen zusammen: offene Augen – stabiler Untergrund, geschlossene Augen – stabiler Untergrund, offene Augen – Stand auf einer Schaumstoffauflage, geschlossene Augen – Stand auf einer Schaumstoffmatte durch somatosensorischen Input der kutanen Mechanorezeptoren. Die Messungen 5-8 wurden unter denselben Rahmenbedingungen jedoch auf labilem Untergrund durchgeführt. Das Krafttraining der unteren Extremitäten wurde mithilfe des Beinhubs am Isomed_2000 durchgeführt und setzte sich aus 3 Sätzen (8 maximale Wiederholungen) und je 2 Minuten Pause, wobei die Testpersonen maximale konzentrische und exzentrische Kraft aufwenden mussten, zusammen. Zur

Analyse wurden die posturalen Parameter COPT (Centre of Pressure Track) und ROM (Range of Motion) und die Kraftparameter Maximalkraft, Arbeit, Leistung, Abfall der Maximalkraft, Abfall der Arbeit und Abfall der Leistung herangezogen. Mithilfe des Statistikprogramms SPSS wurden die Ergebnisse ermittelt.

Ergebnisse: Die Werte des COPT (stat., offen) ($p < 0.001$), COPT (stat., geschlossen) ($p < 0.01$), ROM (stat., offen) ($p < 0.05$) und ROM (stat., geschlossen) ($p < 0.05$) stiegen 3 Minuten nach der Beendigung des Krafttrainings signifikant an. Der COPT (stat., Schaumstoff, offen) zeigt lediglich einen signifikanten Unterschied zwischen den Werten 3 Minuten und 45 Minuten nach dem Krafttraining ($p < 0.05$). Weiters steigt durch das Schließen der Augen die posturale Schwankung sowohl in statischer als auch in dynamischer Position. Zusätzlich gewinnt das visuelle System durch die muskuläre Ermüdung bei den Teilmessungen des COPT (stat., Schaumstoff), COPT (dyn.), ROM (stat., Schaumstoff), ROM (dyn.) und ROM (dyn., Schaumstoff) an Bedeutung. Ebenso wurde deutlich, dass Maximalkraft, Arbeit und Leistung, obgleich absolut oder relativiert durch das Gewicht (kg) der jeweiligen Testperson, von einem Satz zum nächsten sinken, wobei der Abfall vom ersten zum zweiten Satz am höchsten war. Diese Kraftparameter zeigen teilweise signifikante, hochsignifikante und höchstsignifikante Zusammenhänge mit dem COPT und ROM. Es konnten 20 signifikante bzw. hochsignifikante Zusammenhänge ($p < 0,01$; $p < 0,05$) des nicht normierten COPT mit absoluten bzw. 12 mit relativen Kraftparametern festgestellt werden. Beim normierten COPT werden 12 signifikante, hochsignifikante bzw. höchstsignifikante Zusammenhänge ($p < 0,001$; $p < 0,01$; $p < 0,05$) mit den absoluten bzw. 6 mit den relativen Kraftwerten festgehalten. Der nicht normierten ROM indiziert 28 signifikante, hochsignifikante bzw. höchstsignifikante Zusammenhänge mit den absoluten bzw. 21 mit den relativen Kraftwerten, wobei der normierte ROM 26 signifikante, hochsignifikante bzw. höchstsignifikante Zusammenhänge mit den absoluten und 19 mit den relativen Kraftwerten zeigt.

Fazit: Hintergründe der Zusammenhänge konnten in dieser Studie nicht herausgefunden werden. Sie bieten eine Grundlage für weitere Studien, die sich mit dem Zusammenhang zwischen menschlicher Muskelkraft und der

Gleichgewichtsfähigkeit befassen. Ein weiterer Ansatzpunkt für anschließende Forschungen betrifft eine Änderung der Reihenfolge der Messungen, indem die dynamischen den statischen Teilmessungen nach der Kraftbeanspruchung vorangehen, da die signifikanten Unterschiede ausschließlich die statischen Messungen betreffen.

Schlüsselwörter: Posturale Kontrolle; visuelles System; somatosensorisches System; Gleichgewicht; Muskelermüdung; Maximalkraft

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung (Anna Bürger und Julia Grimm).....	1
2	Hypothese und konkrete Forschungsfragen (Anna Bürger und Julia Grimm).....	2
3	Grundlagen (Anna Bürger und Julia Grimm)	3
3.1	Posturales System (Anna Bürger)	3
3.1.1	Koordinative Fähigkeiten.....	3
3.1.2	Gleichgewichtsfähigkeit.....	4
3.1.3	Gleichgewichtssinn	6
3.1.4	Sensomotorik	7
3.1.5	Aufbau und Funktion des Gleichgewichtsorgans	9
3.1.6	Formen des Gleichgewichts	13
3.1.7	Haltungstabilität und Haltungskontrolle.....	14
3.2	Die menschliche Muskulatur (Julia Grimm).....	16
3.2.1	Muskelaufbau	16
3.2.2	Muskelfaser-Typen	19
3.2.3	Anordnung der Muskelfasern.....	21
3.2.4	Aktionsformen der Muskulatur	22
3.2.5	Energiebereitstellung.....	22
3.3	Kraft (Julia Grimm).....	23
3.3.1	Maximalkraft.....	24

3.3.2	Schnellkraft	25
3.3.3	Reaktivkraft.....	26
3.3.4	Kraftausdauer	27
3.4	Arbeit (Julia Grimm)	27
3.4.1	Die statische Arbeitsweise	27
3.4.2	Die dynamische Arbeitsweise	27
3.5	Leistung (Julia Grimm)	29
3.5.1	Physiologische Muskelleistung.....	29
3.5.2	Die Muskelleistungsgleichung nach Hill	29
3.6	Muskuläre Ermüdung (Julia Grimm)	30
3.7	Zentrale Ermüdung (Julia Grimm)	31
3.8	Regeneration (Julia Grimm)	33
4	Forschungsstand (Anna Bürger und Julia Grimm)	35
5	Methodik (Anna Bürger und Julia Grimm).....	39
5.1	Beschreibung der Probanden und Probandinnen (Anna Bürger)	39
5.2	Messinstrumente (Anna Bürger)	40
5.2.1	Sensewave	40
5.2.2	Isomed_2000	43
5.2.3	Weiteres Equipment	51
5.3	Untersuchungsmethode (Anna Bürger).....	53
5.3.1	Familiarisierung	53

5.3.2	Messdurchführung.....	55
5.4	Überlegungen zur Messdurchführung (Anna Bürger).....	66
5.4.1	Zeitpunkt der Erwärmung	66
5.4.2	Art der Erwärmung	66
5.4.3	Lagerung der Beine und Position des Kopfes in der Regenerationsphase.....	67
5.4.4	Flüssigkeitsaufnahme während der Messdurchführung.....	68
5.4.5	Überlegungen zur Kraftmessung.....	68
5.5	Statistisches Verfahren (Julia Grimm)	69
5.5.1	Datenverarbeitung der Gleichgewichtsmessungen	69
5.5.2	Datenverarbeitung der Messungen am IsoMed-2000	72
5.5.3	Datenverarbeitung der Zusammenhänge zwischen den Gleichgewichtsmessungen und den Messungen am IsoMed-2000.....	74
6	Resultate (Anna Bürger und Julia Grimm)	75
6.1	Resultate posturales System (Anna Bürger).....	75
6.1.1	Center of Pressure Track (COPT).....	76
6.1.2	Range of Motion (ROM).....	83
6.2	Resultate muskuläre Ermüdung (Julia Grimm).....	89
6.2.1	Kraft	90
6.2.2	Arbeit.....	92
6.2.3	Leistung.....	95
6.3	Korrelationen der Kraftparameter mit Parameter der Haltungsstabilität und Haltungskontrolle (Julia Grimm)	97

6.3.1	Korrelationen statischer Messungen mit Kraftparametern	98
6.3.2	Korrelationen dynamischer Messungen mit Kraftparametern	107
6.3.3	Zusammenfassung der Korrelationen	118
7	Diskussion (Anna Bürger und Julia Grimm)	120
7.1.1	Diskussion der Resultate des posturalen Systems (Anna Bürger und Julia Grimm)	120
7.1.2	Diskussion der Resultate der Kraftwerte (Julia Grimm).....	124
7.1.3	Diskussion der Resultate der Korrelationen (Julia Grimm).....	125
8	Resümee und Ausblick (Anna Bürger und Julia Grimm)	125
9	Literatur.....	131
10	Abbildungsverzeichnis	143
11	Tabellenverzeichnis.....	148
12	Abkürzungsverzeichnis	152
13	Anhang	154
	Eigenständigkeitserklärung	154
	Probandeninformation.....	155
	Senswave-Dokument.....	159

Vorwort (Julia Grimm)

Als begeisterte Sportstudentinnen interessierten wir uns bereits sehr früh für trainingswissenschaftliche Hintergründe. Den Anstoß, in diesem Gebiet die Diplomarbeit zu verfassen, gab vermutlich die persönliche Teilnahme an den Studien von Dominik Marksteiner und Andreas Lahmer. Uns gefielen die Studiendesigns, das Hantieren mit den Geräten und vor allem das Forschen in den Bereichen Kraft und Gleichgewicht.

Die Idee, eine Diplomarbeit gemeinsam zu verfassen, festigte sich immer mehr. Da wir einander bereits lange und gut kennen, wagten wir den Schritt, gemeinsam eine Studie durchzuführen und vereinbarten einen Termin bezüglich des Themas und der Durchführung bei Univ.-Prof. Mag. Dr. Tschan. Im Laufe des Gesprächs entwickelte sich unser Thema und wir konnten bald mit der Literaturrecherche und den ersten Laborversuchen beginnen.

Die anschließende Durchführung der Studie und Auswertung der Daten nahmen sehr viel Zeit und Energie in Anspruch und wir sind daher besonders stolz, unsere Ergebnisse in dieser Arbeit präsentieren zu dürfen. Der Aufwand jedoch brachte nicht nur wertvolle Resultate zum Vorschein, sondern verschaffte uns auch einen tiefgehenden Einblick in das Forschen und wissenschaftliche Arbeiten. Wir konnten uns Wissen aneignen, das nicht nur positiv zur persönlichen Weiterentwicklung beitrug, sondern auch anderen Personen weiterhalf, wie zum Beispiel dem österreichischen olympischen Seglerteam, denen wir unser Wissen über die Geräte und Abläufe weitergeben konnten.

Alles in allem war es ein gelungenes Projekt, das uns zwar hin und wieder an unsere Grenzen brachte, wobei aber dennoch die Freude am gemeinsamen Forschen erheblich überwog. Wir sind daher hoch erfreut, diese Arbeit gemeinsam verfasst zu haben und vorstellen zu dürfen.

1 Einleitung (Anna Bürger und Julia Grimm)

Die Fähigkeiten der Haltungsstabilität und Haltungskontrolle sind für viele Alltagsaktivitäten sowie für eine unabhängige Lebensführung von entscheidender Bedeutung (Clemson et al., 2012; Kiers et al., 2013; El –Khoury et al., 2015). Durch seinen hohen Körperschwerpunkt bei relativ kleiner Unterstützungsfläche befindet sich der menschliche Körper im aufrechten beidbeinigen Stand in einem instabilen Gleichgewicht, welches durch Bewegungen, alters- bzw. krankheitsbedingte Veränderungen bzw. durch Umwelteinflüsse zusätzlich vermindert wird. (Maki & McIlroy, 2005). Eine zunehmende Anzahl von Studien, welche in den letzten Jahren publiziert wurden, zeigt, dass es in Folge von muskulärer Ermüdung zu einer Beeinträchtigung der posturalen Stabilität und Kontrolle im aufrechten beidbeinigen Stand kommt (Hill et al., 2016; Beurskens et al., 2016; Boyas et al., 2013; Hlavackova, et al., 2012; Hlavackova & Vuillerme, 2012; Zech et al., 2012; Paillard et al., 2012; Bisson et al., 2011; Pinsault & Vuillerme 2008; Noda & Demura 2006; Pline et al., 2006; Ledin et al. 2004; Vuillerme et al., 2002). Als Hauptursachen für diese verminderten Fähigkeiten der Haltungskontrolle und Haltungsstabilität bei muskulärer Ermüdung werden unter anderem eingeschränkte propriozeptive Fähigkeiten, sowie eine Verminderung der Kraft der Plantarflexoren vermutet (z.B. Vuillerme et al., 2007b; Vuillerme & Boisgontier, 2008). Untersuchungen welche sowohl mittels statischer wie auch dynamischer computergestützter Posturographie untersuchen, ob und wie sich muskuläre Ermüdung auf Parameter der Haltungsstabilität und -kontrolle auswirken (vor allem auf Strecke des Druckmittelpunktes und Bewegungsfläche) aber auch untersuchen, welchen Einfluss muskuläre Ermüdung auf die Steuergrößen der posturalen Kontrolle (visuelle und somatosensorische Parameter) haben, liegen derzeit nicht vor.

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es deshalb zu erforschen wie sich eine intensive, ermüdende Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten auf

posturographisch gemessene Parameter der Haltungsstabilität und Haltungskontrolle auswirken.

2 Hypothese und konkrete Forschungsfragen (Anna Bürger und Julia Grimm)

Es wird angenommen, dass sich das Gleichgewicht nach der ermüdenden Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten verschlechtert. Um dieser Hypothese nachgehen zu können, sollen folgende Fragen durch die Studie beantwortet werden:

-Wie wirkt sich eine ermüdende Kraftleistung auf die Haltungskontrolle und Haltungsstabilität aus?

-Findet eine Regeneration der Haltungskontrolle und Haltungsstabilität nach einer ermüdenden Kraftleistung in einem Zeitraum von 45 Minuten statt?

-Gewinnt die visuelle Wahrnehmung durch muskulären Ermüdung zunehmend an Bedeutung?

-Nimmt die Maximalkraft der Probanden und Probandinnen von einem Satz zum anderen ab?

-Nimmt die Arbeit der Probanden und Probandinnen von einem Satz zum anderen ab?

-Nimmt die Leistung der Probanden und Probandinnen von einem Satz zum anderen ab?

-Ist eine Korrelation bezüglich Maximalkraft und Gleichgewichtsfähigkeit zu erkennen?

-Ist eine Korrelation bezüglich Gesamtarbeit und Gleichgewichtsfähigkeit zu erkennen?

-Ist eine Korrelation bezüglich Leistung und Gleichgewichtsfähigkeit zu erkennen?

-Besteht ein Zusammenhang zwischen dem Abfall der Maximalkraft und der Gleichgewichtsfähigkeit?

-Besteht ein Zusammenhang zwischen dem Abfall der Arbeit und der Gleichgewichtsfähigkeit?

-Besteht ein Zusammenhang zwischen dem Abfall der Leistung und der Gleichgewichtsfähigkeit?

3 Grundlagen (Anna Bürger und Julia Grimm)

Im Kapitel Grundlagen werden die für diese Arbeit relevanten Themenbereiche genauer erläutert und theoretisch dargelegt.

3.1 Posturales System (Anna Bürger)

3.1.1 Koordinative Fähigkeiten

Die Gleichgewichtsfähigkeit wird in der Sportwissenschaft den koordinativen Fähigkeiten zugeordnet. Als koordinative Fähigkeiten werden komplexe Leistungsvoraussetzungen gesehen, die vorwiegend Einfluss auf Prozesse der Bewegungssteuerung und Bewegungsregelung ausüben. Gemeinsam mit den konditionellen Fähigkeiten Schnelligkeit, Ausdauer, Kraft und Beweglichkeit werden sie zum Überbegriff der motorischen Fähigkeiten zusammengefasst und tragen maßgeblich zur sportlichen Leistung bei (Meinel & Schnabel, 2007).

Es existieren unterschiedliche Ansätze zur Systematisierung und Differenzierung der koordinativen Fähigkeiten in unterschiedliche Teilbereiche, wobei die Grundzüge generell sehr ähnlich sind. Die fundamentalen und wichtigsten Komponente hat Hirtz (1985) folgendermaßen zusammengefasst:

- Gleichgewichtsfähigkeit

- Orientierungsfähigkeit
- Differenzierungsfähigkeit
- Rhythmisierungsfähigkeit
- Reaktionsfähigkeit
- Umstellungsfähigkeit
- Kopplungsfähigkeit

Diese unterschiedlichen Fähigkeiten wirken gemeinsam als komplexes Gefüge, weswegen eine strenge Trennung nicht möglich ist.

3.1.2 Gleichgewichtsfähigkeit

Für die folgende Arbeit ist die Gleichgewichtsfähigkeit von großer Bedeutung, weshalb sie hier ausführlich beschrieben wird. Hirtz et al. (2000) beschreibt das Gleichgewicht als faszinierendes Phänomen, welches einen Teil der motorischen Kompetenz darstellt. Der Begriff Gleichgewichtsfähigkeit kommt ursprünglich aus der Sportmotorik, wohingegen in der Medizin und der Physiotherapie die Begriffe Gleichgewichtssinn und Balance gängiger sind. Dies liegt der Tatsache zu Grunde, dass der Terminus Fähigkeit generell eine bestimmte Leistung des sensomotorischen Systems darstellt, während sich die Medizin eher auf physiologische Grundlagen bezieht.

Unter Gleichgewichtsfähigkeit verstehen Meinel und Schnabel (1987) die Fähigkeit, den Körper im Zustand des Gleichgewichts zu halten, beziehungsweise während und nach umfangreicher Körperverslagerung den Gleichgewichtszustand beizubehalten oder wiederherzustellen.

Die Gleichgewichtsfähigkeit ist nach Chwilkowski (2006) die Aufrechterhaltung und die Wiederherstellung des Körpergleichgewichts in verschiedenen Körperhaltungen und unter verschiedenen Bedingungen. Sie ist eine notwendige Voraussetzung für zielgerichtetes Bewegen, denn mangelndes Gleichgewicht erschwert nicht nur die Bewegungskoordination, sondern erhöht zudem auch das Sturzrisiko.

Die Gleichgewichtsfähigkeit kann genau genommen nicht nur als Teil der koordinativen Fähigkeiten betrachtet werden, sondern stellt vielmehr die Basisfähigkeit aller koordinativen Fähigkeiten dar. Sie stellt als Grundlage der Stützmotorik einen essentiellen Bestandteil des Willkürprogramms aller Bewegungshandlungen dar und sorgt für statische und/oder dynamische Sicherungs-, Stabilisierungs- und Kompensationsreaktionen, um das Gleichgewicht aufrecht zu halten. (Laube, 2008)

Diemer und Sutor (2007, S. 89) beschreiben die Gleichgewichtsfähigkeit als Fähigkeit einen Körper „gegen die Schwerkraft über seiner Unterstützungsfläche im Gleichgewicht zu halten (posturale Kontrolle) oder diesen Zustand wiederherzustellen“. Um das Gleichgewicht aufrecht zu erhalten, weist der Körper viele unterschiedliche Systeme und Strategien auf. Dies wird auf Abb. 1 veranschaulicht, worin die Gleichgewichtskontrolle in Motorik und Sensorik aufgeteilt wird.

Gleichgewichtskontrolle

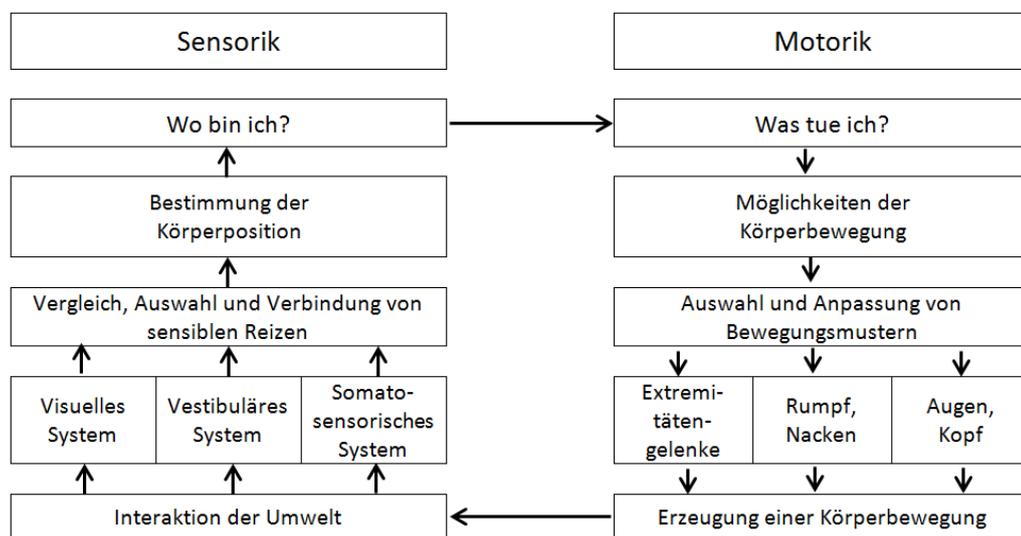


Abb. 1: Systeme der Gleichgewichtskontrolle (nach Diemer & Sutor, 2007, S. 89)

Als Motorik wird die Fähigkeit, sich zu bewegen verstanden, wohingegen sich die Sensorik auf die Wahrnehmung bezieht. Unter Sensomotorik versteht man die Steuerung und die Kontrolle von Bewegungen basierend auf Sinnesrückmeldungen. Dies dient als Grundlage zur Ausführung gezielter

Bewegungen unter dem Erhalt bzw. der Wiedererlangung des Gleichgewichts. Die Interaktion sensorischer Einflüsse mit dem motorischen System ermöglicht eine Steuerung der Handlungsabläufe und wird zusammen als sensorisches System bezeichnet. (vgl. Diemer & Sutor, 2007)

3.1.3 Gleichgewichtssinn

Es werden Informationen, die vom vestibulären System, von den Propriozeptoren und von den Augen erfasst werden, aufgenommen und in Folge dessen weitergeleitet. Diese Systeme, welche zusammengefasst auch als Gleichgewichtssinn beschrieben werden, stehen in sehr engem Kontakt zueinander. (vgl. Laube 2009)

„Der Gleichgewichtssinn entsteht aus der Integration der Informationen des vestibulären Systems, der Propriozeption und des Sehens. [...] Die Integrationsleitung erfolgt durch multisensorische Konvergenz dieser Informationen (Gleichgewichtskerne). Die vestibulären Informationen sind eingebunden in die sensomotorischen Grundbausteine für die Regulation der Körper-, Kopf-, und Augenstellung in Ruhe und unter Bewegung. Die engste Verknüpfung mit den propriozeptiven und optischen Informationen kann von der Ebene der Vestibulariskerne, über die *Formatio reticularis* des Hirnstamms, das Kleinhirn bis in die Großhirnrinde verfolgt werden. Man kann von einer „sensorischen Dreifachsicherung“ des Gleichgewichts sprechen“ (Laube, 2009, S. 181).

Dieses spezielle Sicherheitssystem ermöglicht die Kompensation des Gleichgewichts beim Ausfall einer Sinnesinformation. Beispielsweise können gesunde Menschen ihr Gleichgewicht im Dunkeln aufrecht halten, obwohl die optischen Informationen fehlen, da die propriozeptiven Informationen fortlaufend bestehen (Laube 2009). Ausfälle der propriozeptiven Information (Hinterstrangausfälle) können partiell durch optische Wahrnehmung kompensiert werden und Ausfälle des Labyrinths können sowohl optisch, als auch durch propriozeptive Informationen ausgeglichen werden (Bertram & Laube, 2008).

3.1.4 Sensomotorik

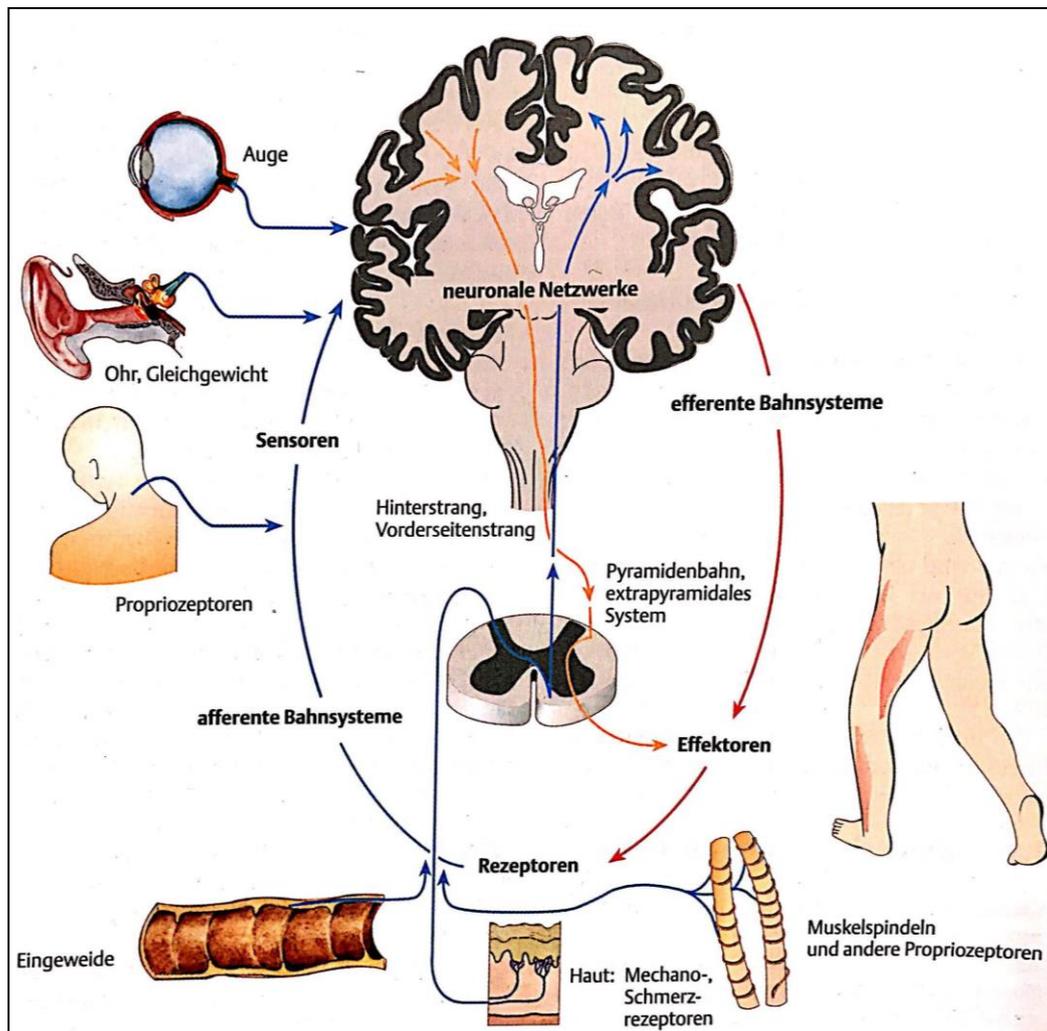


Abb. 2: Anatomische Struktur des Sensomotorischen Systems und ihre Verknüpfung
(Laube, 2009, S. 44)

Das Sensomotorische System setzt sich aus den Komponenten des Stütz- und Bewegungssystems zusammen. Sie sind untrennbar miteinander verknüpft und während jeder Bewegung aktiv. (vgl. Laube 2009)

Die Zielsensomotorik dient der Aufgabenbewältigung und dem Erreichen der Zielstellung von Bewegungshandlungen, wohingegen die Stützmotorik für Haltung, Stellung und Gleichgewicht zuständig ist und das Zusammenspiel zielgerichteter Muskelaktivität und Aufrechterhaltung von Stellung, Haltung und Gleichgewicht für jede Körperhaltung oder Bewegung unabdingbar ist (Laube 2009).

Sensomotorik im Allgemeinen betrachtet, wird von Wilke (2000) als affektives, kognitives und motorisches Handeln bezeichnet. Wie auf Abb. 2 zu sehen ist, setzt sich das sensomotorische System aus einem unteilbaren Regelkreis zusammen. Dieser ist immer als Gesamtsystem aktiv und kann als komplexzusammengeschaltete kreisförmige Struktur gesehen werden, die für eine geregelte und/oder gesteuerte Ausführung der Bewegungsleistungen zuständig ist (Laube, 2009). Die Ausführung einer Bewegung stellt gleichzeitig die Quelle für einen neuen, sich dynamisch verändernden, externen und internen Reiz dar. Wilke (2000) beschreibt, dass jede motorische Aktion von den Informationen der Sinne abhängig ist und auf unterschiedlichen Ebenen fortlaufend integriert und koordiniert wird. Dies führt zu einem geschlossenen Funktionskreis. In diesem Kreislauf gelangt die Information der anatomischen Strukturelemente des sensorischen Systems, die von unterschiedlichen Sensoren wahrgenommen wird, über die aufsteigenden (afferenten) Leitungsbahnen, durch die Struktur des ZNS und durch die absteigenden (efferenten) Leitungsbahnen schließlich wieder zu den Sensoren (vgl. Laube, 2009).

Laube (2009) zählt folgende 6 Strukturelemente zum sensomotorischen System:

1. Rezeptoren: Die Rezeptoren oder Sensoren sind für die Übersetzung von externen und internen Reizen in die körpereigene Sprache verantwortlich.
2. Afferente Bahnsysteme: Das afferente bzw. aufsteigende Bahnsystem transportiert die transformierte Information zu den neuronalen Netzwerken.
3. Spinale und Supraspinale neuronale Netzwerke: Diese Netzwerke verarbeiten die Information zu einer gerichteten Antwort.
4. Supraspinale neuronale Netzwerke: Diese Netzwerke sind hauptsächlich für den Antrieb, die Motivation, die Assoziationen, sowie die sensomotorische Gedächtnisleistung und die Kognition für Bewegungsplanung und -ideen verantwortlich.
5. Efferente Bahnsysteme: Das efferente bzw. absteigende Bahnsystem leitet den Antwortimpuls des neuronalen Netzwerkes weiter zu den Effektoren.

6. Effektoren: Die Effektoren reagieren auf den Antwortimpuls des efferenten Bahnsystems mit einer spezifischen Muskelfunktion.

3.1.5 Aufbau und Funktion des Gleichgewichtsorgans

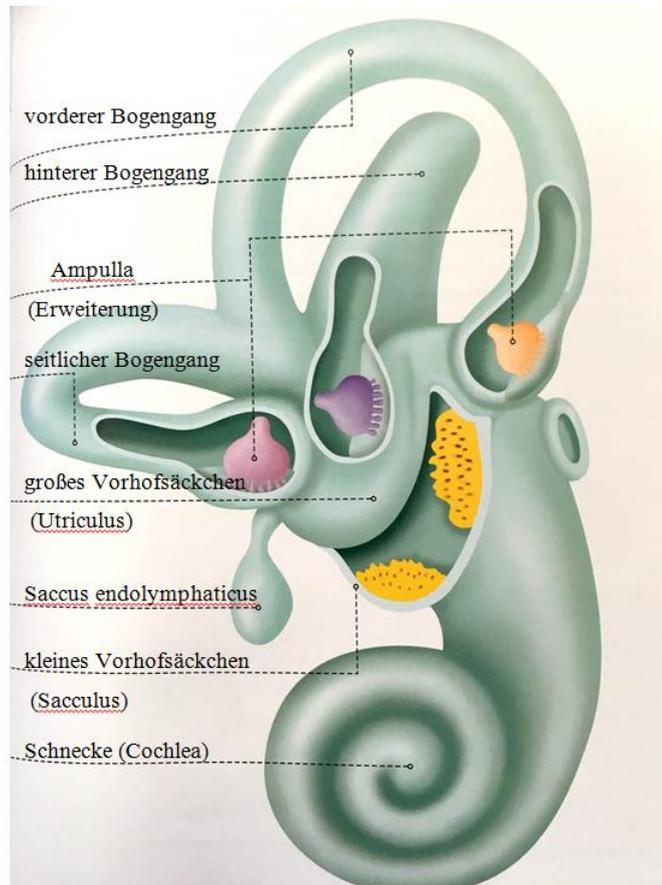


Abb. 3: Aufbau des Gleichgewichtsorgans (mod. n. Schuler & Waldmann, 2016, S. 525)

Das in Abb. 3 dargestellte Gleichgewichtsorgan befindet sich im Innenohr und besteht aus dem Vorhof und den Bogengängen. Die drei Bogengänge sind dünnwandige, ringförmige Schläuche, die miteinander verbunden sind. Der Vorhof beinhaltet das Makulaorgan, das sich aus den beiden Rezeptorfeldern des Utriculus und des Sacculus zusammensetzt, die ebenso als großes und kleines Vorhofsäckchen bezeichnet werden (vgl. Schuler & Waldmann, 2016).

An den Wandungen von Sacculus, Utriculus und Bogengängen befinden sich spezifische Rezeptoren in Form von Haarsinneszellen, die in Endolymphe hineinragen. Durch eine Drehung des Kopfes kommt es zu einer Bewegung der

Flüssigkeit in den Bogengängen, was wiederum eine Erregung der Sinneszellen bedingt (vgl. Chwilkowski, 2006). Die daraus resultierenden Informationen werden an den für das Gleichgewicht zuständigen VIII. Hirnnerv weitergeleitet. Dieser Hirnnerv überträgt die Informationen an das Gehirn, welches wiederum ausgleichende Muskelbewegungen einleitet, um das Gleichgewicht aufrecht zu erhalten. (vgl. Schuler & Waldmann, 2016)

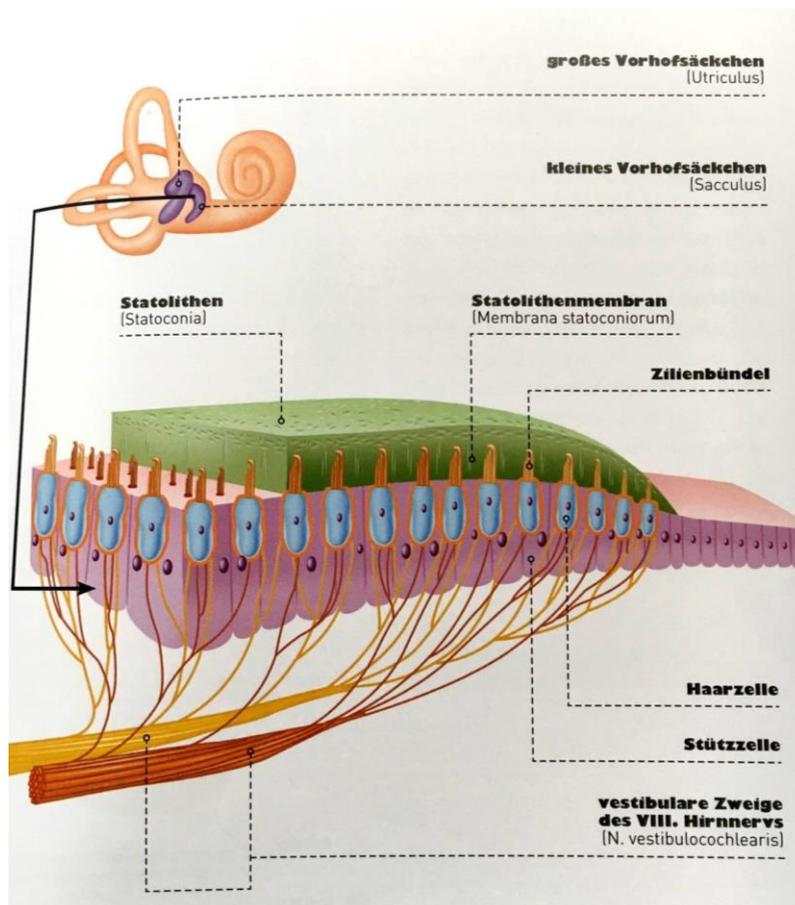


Abb. 4: Maculaorgan (Schuler & Waldmann, 2016, S. 527)

Wie in Abb. 4 zu sehen ist, sind in den Vorhofsäckchen haartragende Sinneszellen vorzufinden, welche sich in der Statolithenmembran mit Statolithen, einer gelähnlichen Schicht mit kleinen Kalksteinchen, befinden. Bei Bewegungen des Kopfes ermöglichen die Statolithen ein Wirken der Schwerkraft auf die Membran. Dadurch werden Sinneszellen erregt und Impulse werden über den VIII. Hirnnerv an das Gehirn geleitet. Kopfbewegungen nach unten und oben, also Linearbeschleunigungen, werden vorwiegend von den Vorhöfen

wahrgenommen und dienen der Translations- und Gravitations-Analyse. Die drei Bogengänge sind für die Feststellung und Regulierung der Rotationsbeschleunigung, also der Drehbewegungen des Kopfes, zuständig. Daraus lässt sich schließen, dass die Afferenzen der Bogengänge des Vestibularapparats die grundlegende Informationsquelle für Rotationsbewegungen und schnelle dynamische Bewegungen darstellen. Abhängig von der Art der Beschleunigung kommt es zur Auslenkung von Haarzellen der jeweiligen Organe, die in ein elektrisches bzw. chemisches Signal umgewandelt wird und folglich über den VIII. Hirnnerv zum Gehirn gelangt. (vgl. Schuler & Waldmann, 2016)

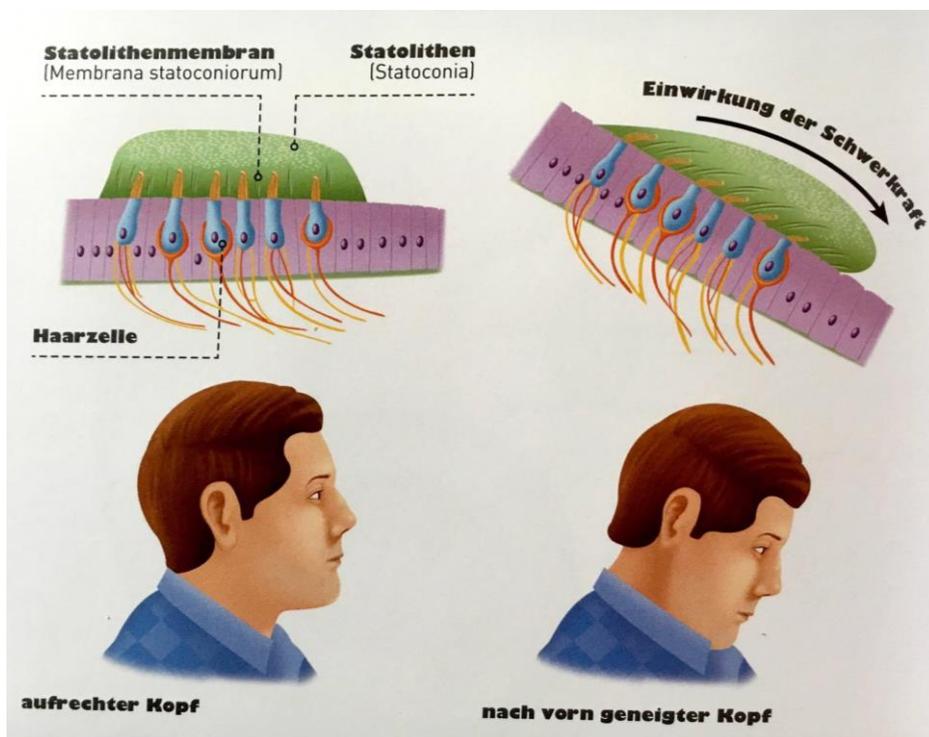


Abb. 5: Veränderung der Sinneszellen bei Kopfbewegung (Schuler & Waldmann, 2016, S. 526)

Wie bereits im vorherigen Kapitel erwähnt, ist die Gleichgewichtsfähigkeit jedoch nicht nur vom Gleichgewichtsorgan abhängig, sondern wird von unterschiedlichen Faktoren beeinflusst. Chwilkowski (2006) beschreibt die Wahrnehmung des Gleichgewichtsorgans, der Propriozeptoren und der Augen als Einflussgrößen hinsichtlich der Gleichgewichtsfähigkeit.

Verschiedene Analysatoren sind für unterschiedliche Wahrnehmungsprozesse verantwortlich. Unter dem Terminus Analysatoren wird die gesamte Funktionseinheit der Aufnahme von Sinnesreizen sowie deren Weiterleitung bzw. deren Verarbeitung verstanden. Ein Analysator setzt sich aus einem Rezeptor, welcher zur Aufnahme von Informationen dient, und afferenten Nervenbahnen, die bis zur Hirnrinde reichen, zusammen (vgl. Weineck, 2010).

Laube (2009) erachtet die Afferenzen der Propriozeptoren, die Mechanosensibilität der Haut, die Augen und den Vestibularapparat, als die 4 bedeutenden Analysatoren, für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichts

1. Afferenzen der Propriozeptoren: Sie werden auch als kinästhetische Analysatoren bezeichnet. Dadurch empfängt das Gehirn Informationen aus den Rezeptoren, die sich in Muskeln, Sehnen, Bändern und Gelenken befinden. Diesen speziellen Rezeptoren, den Propriozeptoren wird nach Meinel und Schnabel (2007) eine sehr hohe Leitungsgeschwindigkeit zugeschrieben.

2. Mechanosensibilität der Haut: . Als Synonym können hier die taktilen Analysatoren genannt werden, die sich in der Haut befinden sich Rezeptoren und Informationen über Form und Oberfläche der berührten Objekte liefern (vgl. Friedrich, 2007; Meinel & Schnabel, 2007 und Weineck, 2010).

3. Augen: Die Augen werden auch als optische Analysatoren bezeichnet. Da das Gehirn ca. 90% der Information durch die Augen erhält, werden sie von Friedrich (2007) als dominierendes Sinnessystem bezeichnet.

4. Vestibularapparat: Die Korrektur von Bewegungen und Körperhaltung, sowie die räumliche Orientierung, werden durch den vestibulären Analysator beeinflusst (Friedrich, 2007). Da dieser Analysator Richtungs- sowie Beschleunigungsänderungen des Kopfes wahrnimmt, wird er von Meinel und Schnabel (2007) und Weineck (2010) auch als statiko-dynamischer Analysator bezeichnet.

Wichtig ist in diesem Fall zu betonen, dass die Informationen die durch die verschiedenen Analysatoren geliefert werden, nicht separat verarbeitet werden. Es

erfolgt eine Integrationen und eine unterschiedliche Gewichtung, die an die jeweilige Situation angepasst ist. Durch diese spezielle und enge Interaktion, ist es bisher nicht möglich die relativen Beiträge der unterschiedlichen Analysatoren zu evaluieren (vgl. Taube, 2004).

3.1.6 Formen des Gleichgewichts

Das motorische Gleichgewicht kann laut Fetz (1990) wie folgt eingeteilt werden:

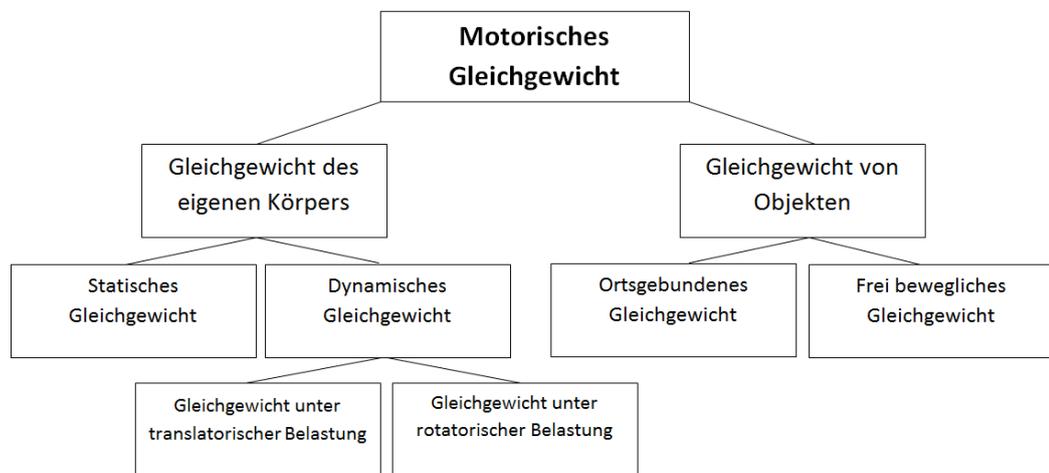


Abb. 6: Schematische Gliederung des motorischen Gleichgewichts (mod. n. Fetz, 1990, S. 23)

Wie anhand von Abb. 6 zu erkennen ist, kann das motorische Gleichgewicht laut Fetz (1990) grundlegend in das Gleichgewicht von Objekten und das des eigenen Körpers unterteilt werden, wobei sich diese Bereiche abermals in das statische und das dynamische, sowie in das ortgebundene und das frei bewegliche Gleichgewicht aufspalten lassen.

3.1.6.1 Statisches und dynamisches Gleichgewicht

Der Ausdruck „statisches Gleichgewicht“ bzw. „dynamisches Gleichgewicht“ bezieht sich laut Fetz (1990) prinzipiell auf die Bewegungsaufgabe. Boer (2006) wiederum versteht unter dem statischen Gleichgewicht die Fähigkeit, das Gleichgewicht in relativer Ruhestellung zu bewahren. Turbanski und Schmidtbleicher (2010) erläutern den Terminus „statisch“ im Zusammenhang mit dem körperbezogenen Gleichgewicht genauer und definieren ihn als einen

dynamischen Prozess, der sich lediglich auf das Fehlen von äußeren Störfaktoren bezieht. Da das statische Gleichgewicht beim Menschen durch innere Kräfte, wie feinste Vibrationen, organische Schwankungen, wechselnde Muskelspannung, Verlagerung von Körperflüssigkeiten etc. beeinflusst wird, spricht man häufig auch vom quasistatischen Gleichgewicht (Fetz, 1990). Das dynamische Gleichgewicht hingegen ist das Erhalten und Wiederherstellen des Gleichgewichts bei umfangreichen und schnellen Lageveränderungen (Boer, 2006).

3.1.7 Haltungsstabilität und Haltungskontrolle

Aus mechanischer Sicht betrachtet weist unser Körper eine kleine Standfläche und einen hohen Körperschwerpunkt auf. Dies führt zu einer labilen Ausgangslage. Um den Körper dennoch stabil halten zu können, wird er durch unterschiedliche Strukturen des zentralen und des peripheren Nervensystems sowie des Bewegungsapparates fortlaufend kontrolliert und reguliert. Alle beteiligten Teilsysteme, die der Haltungsstabilität dienen, werden unter dem Begriff „posturales System“ zusammengefasst. (vgl. Runge, 1998)

Unter „posturaler Reaktion“ versteht man die Gesamtheit der sensomotorischen Aktivitäten, die für die Aufrechterhaltung der Balance und der Haltungskontrolle verantwortlich sind (Maki et al., 1996). Laube (2008) meint, dass neurophysiologisch spinale und supraspinale sensomotorische Grundbausteine das Gleichgewicht repräsentieren und wird auch als posturale Reaktion bezeichnet.

Die posturale Stabilität beschreibt die Fähigkeit, den Körper im Gleichgewicht zu halten. Unterscheidet sich die Bewegung eines Körpers nicht signifikant von einem gewünschten Bewegungsablauf, auch wenn störende Einflüsse auf ihn wirken, so spricht man vom Gleichgewicht. (vgl. Brauer, 1998)

Shumway-Cook und Woollacott (2011) beschreiben die posturale Stabilität als Fähigkeit ausreichend Muskelaktivität zu erzeugen, um den eigenen Körper gegen die Schwerkraft aufzurichten zu können. Um dies zu gewährleisten, sind Funktionen der Kniegelenks- und Hüftgelenksexpressoren sowie funktionsfähige

Rumpfextensoren notwendige Voraussetzung. Diese Schlüsselmuskeln sind ebenfalls für die posturale Kontrolle unabdingbar.

Die Begriffe posturale Kontrolle, Balance und Gleichgewicht werden häufig als Synonyme verwendet. Diese Termini weisen jedoch unterschiedliche Bedeutungen auf. Balance wird von Pollock (2000) als Fähigkeit einer Person, nicht zu fallen, beschrieben, wobei, physikalisch betrachtet, die Kontrolle bzw. das Aufrechterhalten des Körperschwerpunktes über der Unterstützungsfläche den zentralen Aspekt darstellt. Die posturale Kontrolle geht über die Balance hinaus und wird von Pollock (2000) als eine Handlung, um die Balance in jeder Aktivität oder Körperhaltung zu erhalten oder zu erlangen, beschrieben.

Turbanski und Schmidtbleicher (2010), sowie Stehle (2009) bezeichnen die posturale Kontrolle als die kontinuierliche Aufrechterhaltung und die Wiederherstellung des motorischen Gleichgewichts, wenn durch einen Störimpuls die posturale Stabilität beeinträchtigt wird.

Die posturale Kontrolle kann als Resultat unterschiedlicher Faktoren betrachtet werden. Anhand der Abb. 7 werden Voraussetzungen für eine gute posturale Kontrolle veranschaulicht.

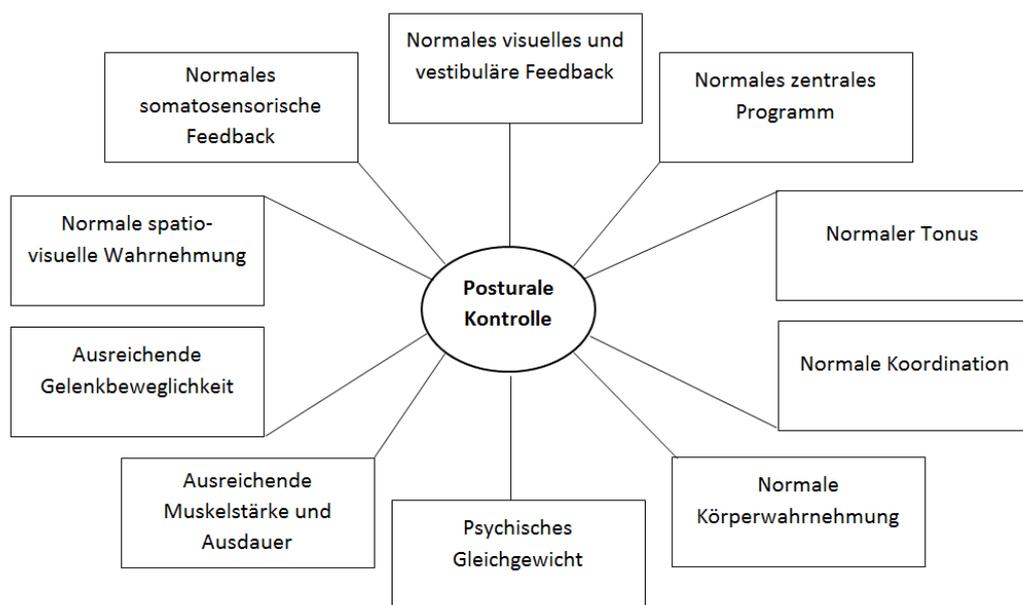


Abb. 7: Voraussetzungen für eine gute posturale Kontrolle (mod. n. Galley & Forster, 1985 S. 78)

Aus muskulärer Sicht reicht eine Muskelaktivität der Schlüsselmuskulatur allein nicht aus, sondern es muss eine posturale Synergie gegeben sein. Damit ist neben der Aufrichtung des Körpers gegen die Schwerkraft, auch die dynamische Kontrolle des Körperschwerpunktes über der Unterstützungsfläche gemeint. (vgl. Galley & Forster, 1985)

3.2 Die menschliche Muskulatur (Julia Grimm)

3.2.1 Muskelaufbau

Der menschliche Organismus besteht aus verschiedenen Muskelformen, wie die glatte Muskulatur, die Herzmuskulatur und die Skelettmuskulatur. Letzter ist vor allem für bewusste Bewegungen verantwortlich. Um ein Krafttraining absolvieren zu können, bedarf es einer gesunden Skelettmuskulatur.

Olivier, Marschall & Büsch (2008) erklären, dass jeder Muskel der Skelettmuskulatur aus unzähligen Muskelfasern besteht. Diese setzen sich aus sogenannten Myofibrillen zusammen, die parallel angeordnet sind. Diese Myofibrillen wiederum beinhalten hintereinander geschalteten Sarkomeren, die sich zwischen zwei Z-Scheiben befinden. Die Sarkomeren bestehen aus parallel geordneten Fäden, den sogenannten Filamenten.

Dieser Aufbau wird in Abb. 8 genauer veranschaulicht.

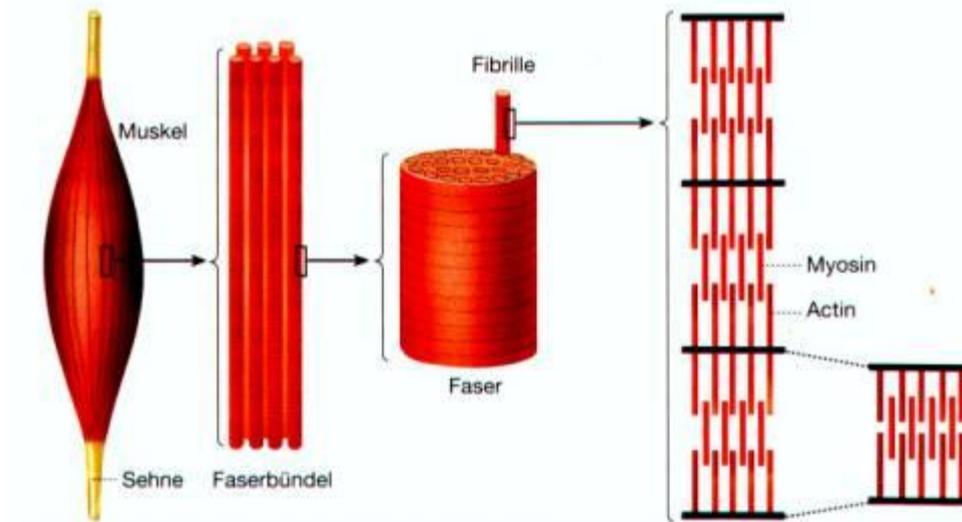


Abb. 8: Aufbau des Muskels (Bartels, 2001, S. 61)

Die Aktinfilamente sind an den Z-Scheiben angebracht. Der Bereich, der ausschließlich aus diesen Filamenten besteht, wird als I-Streifen bezeichnet. Als A-Streifen versteht man den Teil eines Sarkomeres, bei dem sowohl Aktin-, als auch Myosinfilamente auftreten. (vgl. Spornitz, 2013)

Die folgende Abbildung zeigt deutlich die Anordnung der Bestandteile eines gedehnten Sarkomeres.

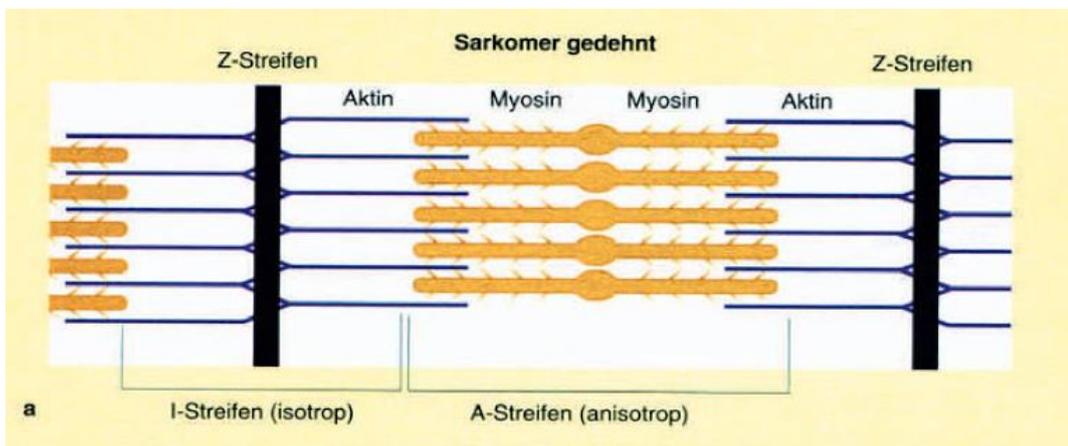


Abb. 9: Gedehnter Sarkomer (Spornitz, 2013, S. 74)

Diese spezielle Mikrostruktur ermöglicht der Skelettmuskulatur des Menschen, hohe Kraftleistungen erbringen zu können (Martin, Carl & Lehnertz, 2003). Wird nun ein Muskel angesteuert, ziehen sich die Myosinfilamente entlang der Aktinfilamente zusammen. Dies geschieht durch den Querbrückenzyklus, bei dem

sich die Myosinköpfchen immer wieder an die Aktinfilamente heften und lösen. Dadurch verkürzen sich die Sarkomeren. Erst durch das Zusammenziehen vieler Sarkomeren entstehen Muskelkontraktionen, die es dem Menschen ermöglicht, Körperbewegungen durchzuführen. (vgl. Olivier, Marschall & Büsch, 2008)

Abb. 10 zeigt einen kontrahierten Sarkomer. Im Gegensatz zu Abbildung oben ist ein geringerer Abstand zwischen den Aktinfilamenten vorhanden. Somit rücken auch die I-Streifen näher zusammen.

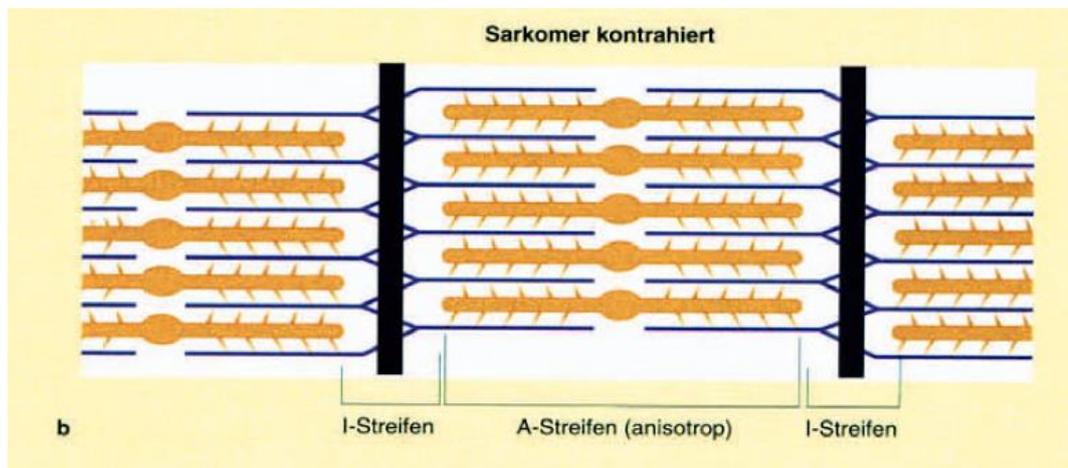


Abb. 10.: Kontrahierter Sarkomer (Spornitz, 2013, S. 74)

Wirkt eine externe Kraft auf einen völlig entspannten Muskel ein, kann dieser um 130-150% länger werden, während er sich bei der Kontraktion um maximal 70% seiner Ausgangslänge verkürzen kann (Wick, 2005).

Um überhaupt Muskelfasern ansteuern zu können, befinden sich im Rückenmark spezielle Nervenzellen, die sogenannten Motoneurone. Diese werden über besondere Nervenfasern, den Motoaxonen, innerviert. Ein Motoneuron gibt den elektrischen Impuls an mehrere Muskelfasern weiter. Die Anzahl der Fasern variiert zwischen zehn und tausend und ist abhängig von der Aufgabe des jeweiligen Muskels (vgl. Olivier, Marschall & Büsch, 2008).

Durch wiederholte, hoch frequentierte Entladungen des Motoneurons kommt es zur Kraftproduktion der Muskelfasern. Ein zweiter Weg die Kontraktionskraft zu entwickeln, ist über die Rekrutierung der motorischen Einheiten. Hier gibt es wiederum zwei verschiedene Wege. Einerseits kann durch die Anzahl der

rekrutierten motorischen Einheiten und andererseits durch das Rekrutieren großer motorischer Einheiten die Kontraktionsfähigkeit erhöht werden (vgl. Olivier, Marschall & Büsch, 2008).

Obwohl die Grundstruktur, wie sie gerade erläutert wurde, in allen Fasern der Skelettmuskulatur zu finden ist, unterscheidet man zwischen verschiedenen Typen.

3.2.2 Muskelfaser-Typen

Es gibt die Fast-twitch-Fasern (FT-Fasern) und die Slow-twitch-Fasern (ST-Fasern). Die FT-Fasern oder Typ-II-Fasern ermüden zwar rasch, können aber wesentlich höhere Kräfte entwickeln. Ihre Zuckungsdauer beträgt 40-84 ms. Diese Zeitangabe beschreibt die Dauer zwischen dem Aktionspotential und der tatsächlichen Zuckung der Muskelfasern. Im Gegensatz zu der großen Kraftentwicklung der FT-Fasern erzielen die ST-Fasern niedrigere Kraftwerte. Allerdings können sie diese über einen längeren Zeitraum halten. Der Unterschied liegt dabei in der Anzahl der Mitochondrien. ST-Fasern mit einer höheren Menge an Mitochondrien ausgestattet, welche für die aerobe Glykolyse zuständig sind. Im Gegensatz dazu nehmen FT-Fasern ihre Energie aus der anaeroben Verbrennung und ermüden somit schneller. Die FT-Fasern lassen sich in weitere Kategorien unterteilen. FTO-Fasern oder auch Typ-IIa-Fasern entwickeln geringere Kraftwerte, ermüden dafür auch langsamer. FTG-Fasern bzw. Typ-IIb-Fasern erzeugen größere Kräfte, ermüden jedoch rascher. (vgl. Olivier, Marschall & Büsch, 2008).

Die folgende Tabelle fasst die verschiedenen Muskelfaser-Typen und ihre Eigenschaften einheitlich zusammen.

Tab. 1: Eigenschaften der Muskelfasertypen (mod. n. Wick, 2005, S. 88)

Eigenschaften	Muskelfasertypen		
	Typ-I (STO)	Typ-IIa (FTO)	Typ-IIb (FTG)
Kontraktionsgeschwindigkeit	langsam	schnell	schnell

Kontraktionskraft	schwach	mittel	groß
Ermüdbarkeit	gering	gering	hoch
Farbe	dunkelrot	dunkelrot	blass
Myoglobingehalt	hoch	hoch	gering
Mitochondrien	viele	viele	wenige
Glykogengehalt	gering	hoch	hoch

Bei niedrigen Anforderungen werden ST-Fasern rekrutiert. Steigt die Kraftanforderung an die Muskelfasern, werden zusätzlich zu den Typ-I-Fasern auch Typ-II-Fasern rekrutiert. Genügt dieses Potential nicht aus für die Kraftanforderungen des Muskels, werden Typ-IIX-Fasern dazu geschaltet. Dieser Vorgang wird als das Henneman-Prinzip bezeichnet. (vgl. Olivier, Marschall & Büsch, 2008)

Die folgende Abbildung veranschaulicht dieses Größenprinzip.

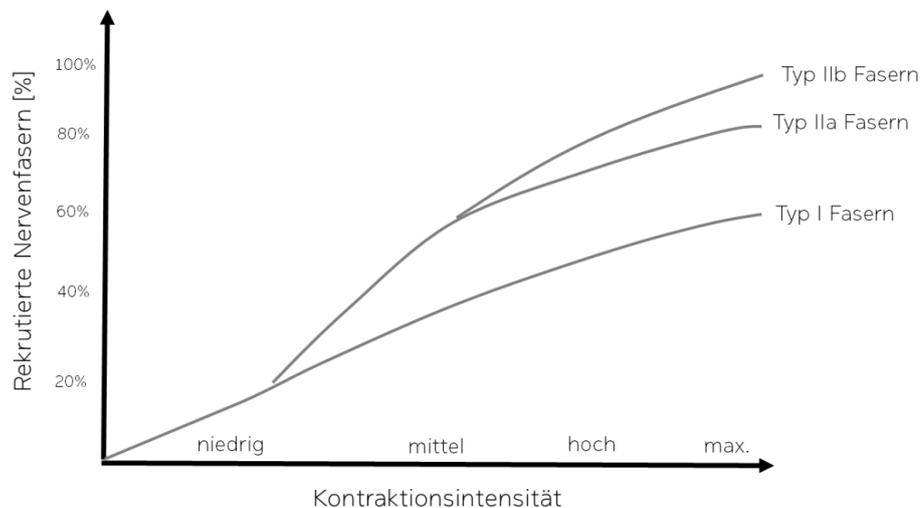


Abb. 11: Hennemann'sches Größenordnungsprinzip (www.akademie-sport-gesundheit.de)

Damit dieses Größenprinzip funktionieren kann, befinden sich in jedem Muskel alle drei Muskelfaser-Typen. Dennoch ist die Anzahl bestimmter Typen unterschiedlich hoch in den Muskeln. Dies hängt von den Aufgabenstellungen an den jeweiligen Muskel ab. Die Rumpfmuskulatur beispielsweise besteht primär aus ST-Fasern, da sie ein hohes Maß an Haltearbeit verrichten muss und daher nicht ermüden darf. Der Musculus rectus femoris im Gegensatz dazu weist viele

FT-Fasern Fasern auf. Jedoch ist die Verteilung der Fasern prinzipiell von Mensch zu Mensch unterschiedlich vorhanden. (vgl. Wick, 2005) Billeter & Hoppeler (1994) präsentieren in ihrer Muskelbiopsie, dass sie im Musculus vastus lateralis bei einem Profischwimmer 80% FT-Fasern fanden, beim Profiradfahrer hingegen nahezu 80% ST-Fasern. Die Ursache dieser Ergebnisse ist bis heute nicht genau erforscht. Man vermutet entweder eine genetische Selektion oder Folgen des Trainings (Wick, 2005). Die genannten Muskelfasern weisen nun in verschiedenen Muskeln verschiedene Anordnungen auf.

3.2.3 Anordnung der Muskelfasern

Die Muskelfasern können parallel, gefiedert oder doppelt gefiedert im Muskel angeordnet sein. Alle Muskeln bestehen aus Kombinationen der genannten Anordnungen, jedoch sind Tendenzen für viele Muskeln zu erkennen. (vgl. Wick, 2005)

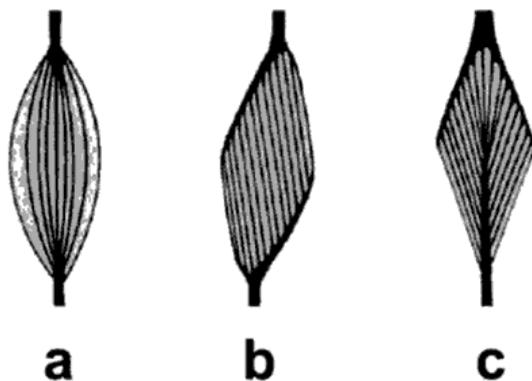


Abb. 12: Beispiele der Muskelfaserschaltungen: a = parallel, b = einfach gefiedert, c = doppelt gefiedert (Wick, 2005, S. 91)

Wie Abbildung 12 zeigt, sind deutliche Unterschiede in der Erscheinung der Muskelfaseranordnungen aufgrund ihrer Schaltungen zu erkennen. Die parallele Muskelfaserschaltung a zeigt eine ballonähnliche Erscheinung, wobei sie sich erheblich von der einfach gefiederten Muskelschaltung b und doppelt gefiederten Muskelschaltung c unterscheidet. Die Gemeinsamkeit dieser Erscheinungen ist, dass sich alle Muskelfaser, obgleich sie parallel, einfach gefiedert oder doppelt gefiedert angeordnet sind, kontrahieren.

3.2.4 Aktionsformen der Muskulatur

Nach Wick (2005) gibt es drei verschiedene Kontraktionsformen, die isometrische, die isotone und die auxotonische Kontraktion. Bei der isometrischen Muskelkontraktion steigt die Spannung im Muskel, die Muskellänge ändert sich jedoch nicht. Daher wird diese auch der statischen Arbeitsweise zugeordnet. Die isotone Muskelkontraktion wäre eine Längenänderung bei gleichbleibender Spannung des Muskels. Diese Kontraktionsform ist im menschlichen Körper nicht zu finden und kann nur im Labor nachgestellt werden. Die häufigsten Muskelaktivitäten werden durch auxotonische Muskelkontraktionen herbeigeführt. Dabei geht eine Veränderung der Muskelspannung mit einer Längenveränderung einher. Daher finden dynamische Arbeitsweisen aufgrund auxotonischer Muskelkontraktionen statt. (vgl. Wick, 2005)

Damit sich Muskelfasern überhaupt kontrahieren können, muss dafür Energie bereitgestellt werden. Die zugeführte Nahrung wird zu diesem Zweck in ihre Einzelteile zerlegt und verdaut, um die Muskulatur mit Energie versorgen zu können.

3.2.5 Energiebereitstellung

Die Energiequelle des Muskels ist das Adenosintriphosphat (ATP). Durch die Wirkung des Myosin-ATP-ase-Enzyms wird das ATP zu Adenosindiphosphat (ADP) und dem Phosphatrest (P) umgewandelt. Energie von ca. 55-64 KJ/mol kann die Muskelzelle aus dieser Umwandlung gewinnen. Allerdings befindet sich nur wenig ATP in der Zelle. Bei maximaler Kontraktion des Muskels reicht das vorhandene ATP nur für ein bis zwei Sekunden. Dennoch sinkt dieser Wert nicht unter 40% der Ausgangsmenge, da das ATP in Bruchteilen einer Sekunde wiederhergestellt wird. Zur Resynthese des ATP werden das Kreatinphosphat, Glukose, Fette und Eiweiße herangezogen. Vorrangig ist hier die Kreatinkinase-Reaktion, welche Kreatinphosphat und ADP zu ATP und Kreatin umwandelt. Dieser Prozess findet in der Muskelzelle selbst statt. Da auch der Kreatinphosphatspeicher bei maximaler Kontraktion in wenigen Sekunden geleert ist, finden weitere Prozesse statt, die das notwendige ATP bereitstellen. Die

anaerobe Glykolyse wandelt Glukose zu ATP und Laktat um, die aerobe Glykolyse und der aerobe Fettabbau benötigen zusätzlich Sauerstoff und produzieren ATP, Kohlendioxyd und Wasser. (vgl. Olivier, Marschall & Büsch, 2008)

Eiweiße oder Proteine tragen nur wenig zur ATP-Resynthese bei, da sie bei hohen und langen Beanspruchungen sogar gesundheitliche Schädigungen nach sich ziehen können (Platzen, 2001).

Diese Vorgänge zur Energiebereitschaft veranlassen die Muskulatur, Kraft, Arbeit und Leistung zu verrichten.

3.3 Kraft (Julia Grimm)

„Grundlage aller Kraftbetrachtungen ist die physikalische Gesetzmäßigkeit, nämlich Kraft als das Produkt aus Masse und Beschleunigung.“ (Grosser, Stariska & Zimmermann, 2012, S. 40)

Daraus resultiert die Formel $F=m \cdot a$. Das Ergebnis wird in Newton (N) angegeben. Die Kraftergebnisse der Muskulatur dürfen jedoch nicht eins zu eins als resultierende Kräfte übernommen werden, da die erzeugte Kraft des Menschen aus einem komplizierten System mit Gliederketten und unterschiedlichen Muskelschlingen resultiert (Martin, Carl & Lehnertz, 2003).

Wird nun Kraft auf einen Gegenstand ausgeübt, braucht diese Person selbst Kraft, um den jeweiligen Gegenstand zu bewegen. Diese Kraft, die vom Menschen selbst entwickelt wird, bezeichnet man als Eigenschaft der Motorik des menschlichen Körpers. Daher spricht man von einer konditionellen Grundeigenschaft. Dazu gehören Ausdauer, Schnelligkeit, Beweglichkeit und eben Kraft, wie die folgende Grafik besser veranschaulicht. (vgl. Scheid & Prohl, 2003)



Abb. 13: Konditionelle Grundeigenschaften der menschlichen Motorik (mod. n. Grosser, Starischkar & Zimmermann, 2012, S. 9)

Die Kraft einer Person ist prinzipiell die Fähigkeit des menschlichen Systems, bestehend aus Nerven und Muskeln, Widerstände überwinden, ihnen nachgeben oder sie halten zu können (Wick, 2005). Hierbei wird die Kraft in verschiedene Kraftfähigkeiten unterteilt. Diese setzen sich insgesamt aus vier Komponenten zusammen. Dazu gehören die Maximalkraft, die Reaktivkraft, die Schnellkraft und die Kraftausdauer (Grosser, Starischkar & Zimmermann, 2012).



Abb. 14: Die Kraftfähigkeiten (mod. n. Grosser, Starischkar & Zimmermann, 2012, S. 41)

3.3.1 Maximalkraft

„Maximalkraft ist die höchstmögliche Kraft, die das Nerv-Muskelsystem bei maximaler willkürlicher Kontraktion auszuüben vermag“ (Martin, Carl & Lehnertz, 2003, S. 103). Sie beschreibt den Teil der zur Verfügung stehenden

Kraft, den der Mensch willentlich aktivieren kann. Die restliche Kraft wird als autonome Reserve bezeichnet, die nur bei Doping oder in extremen Situationen mobilisiert werden kann. Das gesamte Kraftpotential wird als Absolutkraft bezeichnet (vgl. Scheid & Prohl, 2003). Bei untrainierten Personen beläuft sich die Maximalkraft auf ca. 70% der Absolutkraft (Martin, Carl & Lehnertz, 2003).

Die folgende Grafik veranschaulicht die Beziehung zwischen autonomer Reserve, Absolut- und Maximalkraft.

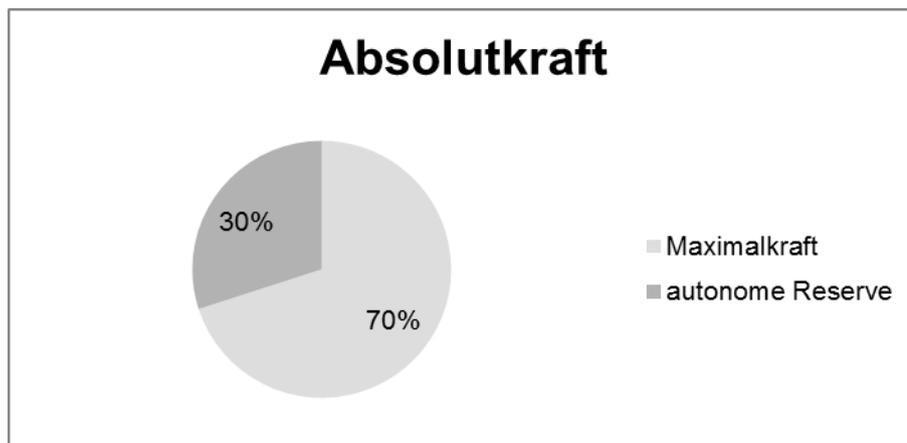


Abb. 15: Aufteilung der Absolutkraft bei einem untrainierten Menschen (mod. n. Scheid & Prohl, 2003, S. 91)

Die Maximalkraft errechnet sich durch Krafttests, wobei der dabei ermittelte maximale physikalische Kraftwert genommen und in der Maßeinheit Newton (N) angegeben wird (Scheid & Prohl, 2003).

3.3.2 Schnellkraft

Die Schnellkraft ergibt sich aus dem Impuls innerhalb einer bestimmten Zeitspanne. Dieser Impuls wird auch als Kraftstoß bezeichnet und definiert sich aus dem Kraftanstieg, dem Kraftmaximum und der Impulsdauer, wie die folgende Abbildung zeigt.

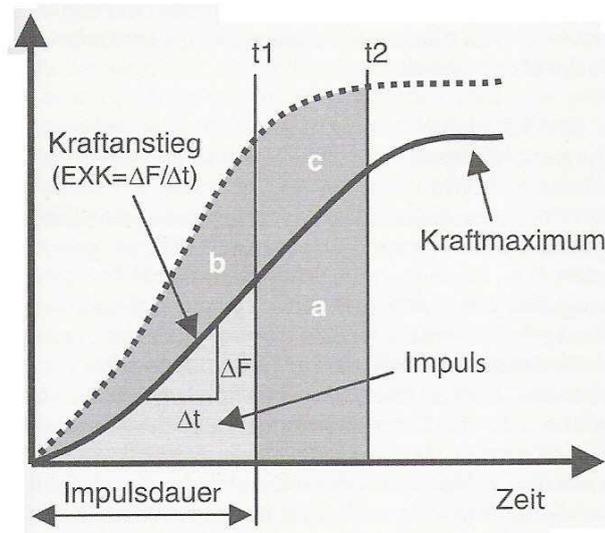


Abb. 16: Impuls als Fläche unter der Kraft-Zeit-Kurve (t1(klein unten) und t2 (klein unten) sind Beispiele für unterschiedliche Stützzeiten; EXK = Explosivkraftwert) (Kraus 2006, S. 19, zit. n. Scheid & Prohl, 2004, S. 93)

Als Explosivkraft wird die Fähigkeit, einen sehr hohen Kraftanstieg zu ermöglichen, verstanden (Scheid & Prohl, 2003).

Bührle (1985, zit. n. Martin, Carl & Lehnertz, 2003) zählt noch eine weitere Komponente auf, nämlich die Startkraft. Sie beschreibt die Fähigkeit, beim Beginn der Kontraktion bereits einen hohen Kraftanstieg bereitstellen zu können.

3.3.3 Reaktivkraft

Unter Reaktivkraft wird die Fähigkeit eines hohen Kraftstoßes in einem Dehnungs- Verkürzungs-Zyklus (DVZ) verstanden. Der DVZ beschreibt die Umstellung der Muskulatur vom gedehnten in den zusammengezogenen Zustand. Bei einem Sprint passiert diese Umstellung beispielsweise sehr schnell. Durch das Aufsetzen der Ferse wird die Wadenmuskulatur kurz gedehnt und muss sich anschließend wieder zusammen ziehen. (vgl. Scheid & Prohl, 2003)

Wird ein passiv gedehnter Muskel aktiviert oder ein aktivierter Muskel gedehnt, steigert der Muskel seine Spannung und speichert somit elastische Energie. Ein gewisser Anteil dieser Energie kann für die Kraftentwicklung wieder genutzt werden, sofern die Zeit zwischen Dehnung und Verkürzung kurz gehalten wird.

Bei zu langem Dehnen lösen sich die Querbrücken zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten und die zusätzliche Energie wird in Wärme umgewandelt. Sie geht somit für die Kraftentwicklung verloren. (vgl. Martin, Carl & Lehnertz, 2003)

3.3.4 Kraftausdauer

Wie bereits der Name verrät, sind bei der Kraftausdauer sowohl die Anpassungsformen der Kraftfähigkeit als auch die der Ausdauerfähigkeit grundlegend (Scheid & Prohl, 2003). Die Kraftausdauer beschreibt die Fähigkeit, eine hohe Summe von Impulsen während eines bestimmten Zeitraums (höchstens 2 Minuten mit maximaler Ausbelastung) gegen Lasten von über 30 Prozent der Maximalkraft aufzubringen und zu halten (Schmidtbleicher, 1989).

3.4 Arbeit (Julia Grimm)

Unter Arbeitsweisen werden die von außen erkennbaren Veränderungen des Körpers oder der Körperteile aufgrund der Aktivierung von Muskeln verstanden. Man differenziert hierbei zwischen zwei Arbeitsweisen. (vgl. Wick, 2005)

3.4.1 Die statische Arbeitsweise

Bei der statischen Arbeitsweise ändern sich Ansatz und Ursprung eines Muskels nicht. Oft wird Haltearbeit geleistet, wie zum Beispiel bei der Standwaage am Balken. (vgl. Wick, 2005)

3.4.2 Die dynamische Arbeitsweise

Die dynamische Arbeitsweise lässt sich in die Subkategorien konzentrische (überwindende) und exzentrische (nachgebende) Arbeit unterteilen, wobei bei der konzentrischen Arbeitsweise die Belastung kleiner als die Kraft des Muskels ist (Wick, 2005). Bei der Beinpresse beispielsweise wird das Wegdrücken eines bestimmten Gewichts als dynamisch konzentrische Arbeit verstanden. Das Gewicht muss dabei kleiner als die entwickelte Kraft der Beinmuskulatur sein.

Andernfalls würden sich die Fußaufsätze der Beinpresse nicht bewegen und es wäre keine konzentrische Arbeitsweise.

Bei der exzentrischen Arbeitsweise ist die Belastung höher als die entwickelte Muskelkraft und erfordert dadurch eine Kontraktion, die gegen die Dehnung eines Muskels wirkt (Wick, 2005). Diese Arbeitsweise findet sich ebenfalls beim Trainieren mit der Beinpresse. Bewegen sich die Platten bzw. Fußaufsätze zum Körper, wird mit aller Muskelkraft der unteren Extremitäten entgegengesteuert. Ist dies der Fall, spricht man von einer dynamisch exzentrischen Arbeitsweise. Dies findet allerdings nur statt, wenn die Gewichte nicht weggedrückt bzw. gehalten werden können.

Abb. 17 zeigt, dass die höchsten Kräfte bei der exzentrischen Kontraktion zustande kommen (Wick, 2005).

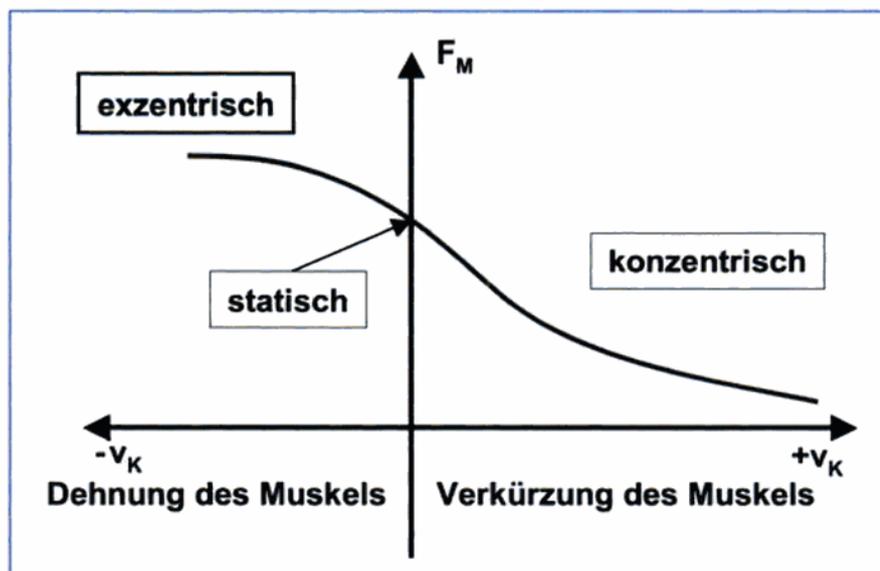


Abb. 17: Muskelkraft F_M und Kontraktionsgeschwindigkeit bei exzentrischer, konzentrischer und statischer Arbeitsweise (Wick, 2005, S. 93).

3.5 Leistung (Julia Grimm)

3.5.1 Physiologische Muskelleistung

Aufgrund der Nahrungszufuhr und dem Atem- und Kreislaufsystem des menschlichen Körpers, wird in den Muskeln Energie gespeichert. Bei körperlicher Ertüchtigung wird diese Energie in Kraft und Wärme umgewandelt. Der Betrag der Arbeit, welche in einer bestimmten Zeit vollzogen wurde, und der Betrag der entstandenen Wärme ergeben miteinander die physiologische Muskelleistung. (vgl. Martin, Carl & Lehnertz, 2003)

Um höhere Leistungen erbringen zu können, ist eine Steigerung der Kraftbildungsgeschwindigkeit grundlegend (Martin, Carl & Lehnertz, 2003).

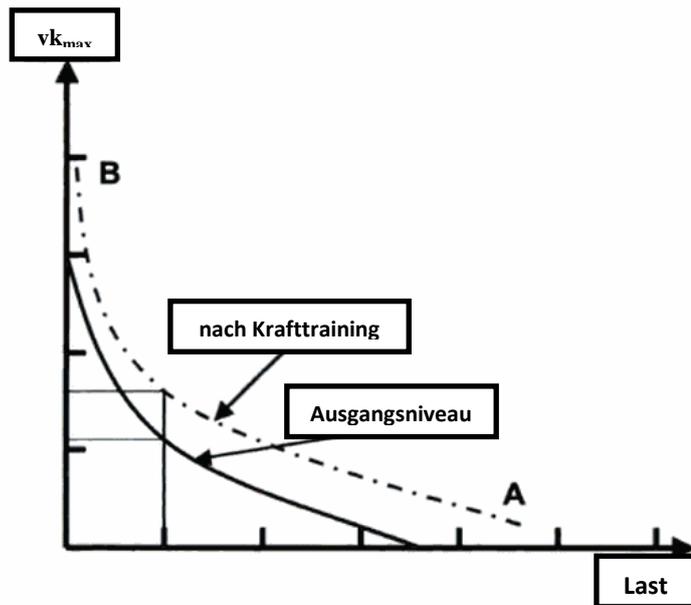
3.5.2 Die Muskelleistungsgleichung nach Hill

Die mechanische Leistung berechnet sich aus der Arbeit (W) und der Zeit (t). Die Arbeit errechnet sich aus der Kraft (F) und dem Weg (s) (Wick, 2005).

$$P = F \cdot s / t \rightarrow s / t = v \rightarrow P = F \cdot v$$

Überträgt man diese Gleichung auf den Muskel, so wird die Leistung aus der Muskelkraft, die der auf den Muskel einwirkenden Last entspricht, mal der Kontraktionsgeschwindigkeit berechnet.

Die Physiologie nach Hill argumentiert, dass die Leistung des Muskels unabhängig von der Belastung konstant bleibt. Das heißt, dass die Zunahme an Belastung die Verringerung der Kontraktionsgeschwindigkeit nach sich zieht. Geometrisch dargestellt erhöht sich entweder der Schenkel A, wenn beispielsweise die Maximalkraft trainiert wird oder der Schenkel B aufgrund eines Schnellkrafttrainings. Die folgende Abbildung demonstriert, wie sich die Hill'sche Muskelleistungskurve nach einem Krafttraining verändert. (vgl. Wick, 2005)



Beziehungen zwischen Last und Verkürzungsgeschwindigkeit (nach Hill)

Abb. 18: Funktionsverlauf der Muskelleistung vor einem Krafttraining (unterer Verlauf) und danach (oberer Verlauf) (Wick, 2005 S. 92)

Wie auf der Abbildung weiters zu erkennen ist, steigt nach einem Maximalkrafttraining auch der Schenkel B an, allerdings nicht so maßgeblich wie der Schenkel A (Wick, 2005).

3.6 Muskuläre Ermüdung (Julia Grimm)

Die muskuläre Ermüdung wird auch oft lokale Ermüdung genannt und als „Unfähigkeit, eine ausreichende Kraftentwicklung aufrechtzuerhalten“ (Ahonen, Lahtinen, Sandström, & Pogliani, 2003, S.77) definiert. Sie ist durch den bewussten Verlust von maximaler Kraft und dem erhöhten Streben einem bestimmten Kraftlevel entgegenzuwirken bzw. Stand zu halten, charakterisiert (Monjo, Terrier & Forestier, 2015; Enoka & Stuart, 1992; Gandevia, 2001). Allgemein gesprochen, wird Muskelermüdung durch eine wiederholte, intensive Muskelkontraktion verursacht, bei der es zur Akkumulation von Metaboliten im Zwischenzellraum und dadurch zu thermischen Veränderungen im aktiven Muskel kommt (Monjo, Terrier & Forestier, 2015; Allen, Lamb & Westerblad, 2008). Muskelermüdung ruft sowohl bei älteren als auch bei jüngeren Menschen

Veränderungen hervor (Papa, Foreman & Dibble, 2015; Bellew & Fenter, 2006; Nam et al., 2013; Paillard, 2012).

Der Hintergrund dieser unzureichenden Kraftentwicklung ist in der Funktionsweise des zentralen Nervensystems zu finden. Dieses ist primär für die Kraftentwicklung einer motorischen Einheit verantwortlich und somit auch für die lokale Ermüdung. Die Amplitude des Elektromyogramms steigt und der Rhythmus verlangsamt sich. Dies wird mit einer Funktionsstörung der Ionenpumpe erklärt. Weiters ist es möglich, dass sich die Funktionen der intrazellulären Strukturen verändern und folglich eine Ermüdung hervorrufen. Weitere Faktoren, die zur Muskelermüdung beitragen, sind hier aufgelistet:

- Stimmung und Motivation
- Gebiete im Gehirn, die die Muskelaktivität fördern bzw. hemmen
- Rückenmark und motorische Nerven
- Neuromuskuläre Verbindung
- Zellmembran der Muskelfaser
- Sarkoplasmatisches Retikulum der Muskelzellen, welches als Kalziumspeicher fungiert
- Aktivität von Kalzium-Ionen bei der Einleitung und Beendigung der Muskelkontraktionen
- Auflösung und Bildung von Querbrücken zwischen den Aktin- und Myosinfilamenten (vgl. Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani 2003)

3.7 Zentrale Ermüdung (Julia Grimm)

Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani (2003) erklären, dass eine zentrale bzw. allgemeine Ermüdung eintritt, wenn der Gleichgewichtszustand des Körpers (Homöostase) nicht gegeben ist. Dabei unterscheiden sie (Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani, 2003) zwischen subjektiven und objektiven Faktoren, wobei letztere aus dem subjektiven Hintergrund resultieren. Subjektive Faktoren, die allgemeine Ermüdung herbeiführen, hängen vor allem mit dem Arbeitsumfeld und der Aktivität zusammen. Sie (Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani, 2003) wiesen auch nach, dass sich eintönige Arbeit auch auf die Freizeitgestaltung

nach dem Arbeitstag auswirkt, welche vor allem durch Passivität geprägt ist, abwechslungsreiche und freudebringende Arbeit hingegen beeinflusst die Gestaltung der Freizeit dahingehend, dass meist verschiedene Hobbies aktiv ausgeübt werden.

Objektive Faktoren werden mit der notwendigen Sauerstoffaufnahme beschrieben, wie die folgende Gleichung zeigt (Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani, 2003).

$$VO_2\text{max} = \text{Puls} \times \text{Schlagvolumen} \times \text{AVO}_2 - \text{Differenz}$$

AVO₂ – Differenz beschreibt den Unterschied der Sauerstoffmenge, welche in die Venen zurück fließt und ursprünglich im arteriellen Blut vorhanden war (Plowman & Smith, 2008).

Die folgende Tabelle veranschaulicht den durchschnittlichen Sauerstoffverbrauch bezüglich der Belastungsintensität.

Tab. 2: Beziehung zwischen Belastungsintensität und Sauerstoffverbrauch (Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani, 2003, S.73)

Belastung	Intensität (Watt)	Sauerstoffverbrauch (l/min)
Ruhe	0	0,25
Gehen	50	0,9
Radfahren	100	1,5
Laufen	150	2,1
Waldarbeit	200	3,0
maximal	400	6,0

Der durchschnittliche Minimalverbrauch des Sauerstoffs liegt bei 0,25, der maximale Verbrauch bei 6 Liter in der Minute. Das heißt, dass sich alle Aktivitäten des Menschen zwischen diesem Bereich befinden. Laut Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani (2003) steigert sich der Verbrauch vom Gehen zum Radfahren und Laufen bis hin zur Waldarbeit, die den höchsten Sauerstoffverbrauch mit sich bringt.

Nachdem nun die subjektiven und objektiven Faktoren erklärt und aufgezählt wurden, stellt sich die Frage, ob sich diese Faktoren gegenseitig beeinflussen. Das heißt, gehen mit dem Gefühl der körperlichen Erschöpfung bereits physiologische Veränderungen einher und umgekehrt?

Forscher haben diesbezüglich herausgefunden, dass nur bei langandauernden Beanspruchungen eine Korrelation zwischen den psychischen und physiologischen Veränderungen besteht. Leichte oder mittelschwere Arbeit, die zwar eine subjektive Müdigkeit zur Folge hat, führt keine automatischen Veränderungen des Sauerstoffverbrauchs herbei. (vgl. Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani, 2003)

3.8 Regeneration (Julia Grimm)

Am Ende einer Belastung zielt der menschliche Organismus auf die Regeneration des Körpers ab. Es geht darum, alle Veränderungen, die aufgrund der körperlichen Aktivität bzw. Belastung, im Stoffwechsel zustande gekommen sind, wieder rückgängig zu machen (Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani, 2003).

Auch die Wundheilung des Muskels nach einer Verletzung wird Regeneration genannt, da es dem Muskelgewebe möglich ist, die vorige Struktur wieder aufzubauen. Große Verletzungen oder mangelnde physiologische Reize können zu einer Bildung von Bindegewebe statt Muskelgewebe führen. (vgl. van den Berg, 2003)

Nach körperlicher Ertüchtigung versucht der Körper schnellstmöglich zu regenerieren. Der Stoffwechsel soll wieder die Ausgangslage vor dem Trainingsbeginn erreichen. Die folgende Tabelle gibt Aufschluss über die Regenerationsprozesse und Dauer der Regeneration bei unterschiedlicher Intensität und Energiebereitstellung.

Tab. 3: Regenerationsprozesse, Trainingsbelastungen und Regenerationszeiten für Leistungssportler (Zimmermann, Starischka, & Grosser, 2012, S. 24)

Regenerationsprozesse	Trainingsbelastungen		
	mit aerober Energiebereitstellung	mit anaerob-alaktazider und –laktazider Energiebereitstellung	mit anaerob-alaktazider Energiebereitstellung und neuromuskulärer Beanspruchung
Laufende Regeneration	Bei 60-70%iger Intensität möglich		Bei Belastungen unter 6 Sek. Nach 60-90 Sek. Pause möglich
90-95%ige Regeneration	Nach 6-8 Stunden (Intensität 75-90%)	Nach 6-10 Stunden	Nach ca. 10 Stunden
Vollständige Regeneration	Nach 12-24 Stunden (bei 75-90%iger Intensität)	Nach 24-36 Stunden	Nach 36-48 Stunden

Tab. 3 zeigt, dass bei einer Intensität von 60-70% und bei Belastungen unter 6 Sekunden eine Regeneration während der körperlichen Ertüchtigung möglich ist. Eine Regeneration von 90-95% findet bei einer Intensität von 75-90% des Maximums nach 6 bis 10 Stunden statt. Die Stundenanzahl ist von der Art der Energiebereitschaft abhängig. Das heißt, dass bei aerober Energiebereitstellung der Körper bereits nach 6-8 Stunden 90-95% regeneriert hat, bei anaerob-alaktazider Energiebereitstellung und neuromuskulärer Beanspruchung braucht der Körper jedoch 10 Stunden. Die letzten 5-10% Regeneration, um wieder völlig erholt zu sein, brauchen vergleichsweise lange. Obwohl eine 90-95% Regeneration bei aerober Energiebereitstellung bereits nach 6-8 Stunden eintritt, braucht der Körper 12-24 Stunden, um gänzlich erholt zu sein. Bei anaerob-alaktazider und –laktazider Energiebereitstellung dauert es 24-36 Stunden und bei anaerob-alaktazider Energiebereitstellung und neuromuskulärer Beanspruchung braucht der Körper 36-48 Stunden, um von einer vollständigen Regeneration sprechen zu können.

Diese Beschreibung gilt allerdings nur für Leistungssportler und Leistungssportlerinnen. Bei kaum trainierten Menschen und sportlichen Anfängern kann sich die jeweils beschriebene Stundenanzahl verdoppeln (Zimmermann, Starischka & Grosser, 2012). Nach van den Berg (2003) kann die Regeneration des Muskels jedoch mithilfe körperlicher Aktivität beschleunigt bzw. optimiert werden.

4 Forschungsstand (Anna Bürger und Julia Grimm)

Einige Studien haben sich bereits mit dem Einfluss der Muskelermüdung auf die Haltungskontrolle und Haltungsverstabilität befasst. Die Haltungskontrolle oder posturale Kontrolle wird durch das visuelle, vestibuläre, somatosensorische, motorische System und das zentrale Nervensystem gesteuert (Punakallio, 2005; Horak, 2006). Sie beschreibt die kontinuierliche Aufrechterhaltung und die Wiederherstellung des motorischen Gleichgewichts, wenn durch einen Störimpuls die posturale Stabilität gestört wird (Turbanski & Schmidtbleicher, 2010; Stehle, 2009).

Solch ein Störimpuls kann durch muskuläre Ermüdung hervorgerufen werden. Monjo & Forestier (2014) und Enoka & Stuart (1992) definieren muskuläre Ermüdung als erhöhte Anstrengung, um eine gewünschte Kraft aufzubringen, welche schlussendlich in einer Unfähigkeit diese notwendige Kraft zu entwickeln, mündet. Die meisten Ermüdungsprozesse finden in der Peripherie bei den jeweiligen aktiven Muskeln statt (Monjo & Forestier, 2014; Allen et al., 2008). Ermüdungsabhängige Veränderungen können auch von zentralen Modifikationen resultieren, welche zu einer Verminderung der bewussten Ansteuerung der Muskulatur führen (Monjo & Forestier, 2014; Gandevia, 2001; Gandevia et al., 1996; Taylor et al, 1996).

Betrachtet man die Auswirkungen von Ermüdung auf die posturale Kontrolle, so muss primär zwischen lokaler und genereller muskulärer Ermüdung unterschieden werden. Kurze und intensive Ganzkörperübungen, die den Energieaufwand der

aeroben Schwelle überschreiten, verursachen eine Erhöhung der posturalen Schwankung. Erschöpfende lokale Übungen beeinflussen die posturale Kontrolle ebenso, wenn vorausgesetzt werden kann, dass ein Kraftverlust von 25-30% der Maximalkraft erreicht wird. (vgl. Paillard, 2012)

Lokale muskuläre Ermüdung wird durch Bewegungen über ein Gelenk erzielt. Um die posturale Kontrolle zu beeinflussen, wird im Falle einer lokalen muskulären Ermüdung die freiwillige Wiederholung der muskulären Kontraktion in unterschiedlichen Körperregionen eingesetzt. Lokale und isolierte Belastungen des Sprunggelenks, Kniegelenks, Hüftgelenks, Nacken oder im Bereich der Lendenwirbelsäule verschlechtern nachweislich die posturale Kontrolle (e.g. Johnston et al., 1998; & McGregor, 2002; Vuillerme et al., 2002a,b; Corbeil et al., 2003; Grosselin et al., 2004; Harkins et al., 2005; Madigan et al., 2006; Bizid et al., 2009a,b; Paillard et al., 2010a,b; Wojcik et al., 2011). Dies lässt sich damit erklären, dass lokale muskuläre Ermüdung zu einer fehlerhaften sensorischen Information sowie zu einer Veränderung des Körperschemas führt. Dadurch verschlechtern sich einerseits die neuromuskuläre Kontrolle und andererseits die muskuläre Kontraktion, wodurch die posturale Kontrolle gestört wird. (vgl. Paillard, 2012)

Dieser Prozess wird in der folgenden Abbildung genauer veranschaulicht.

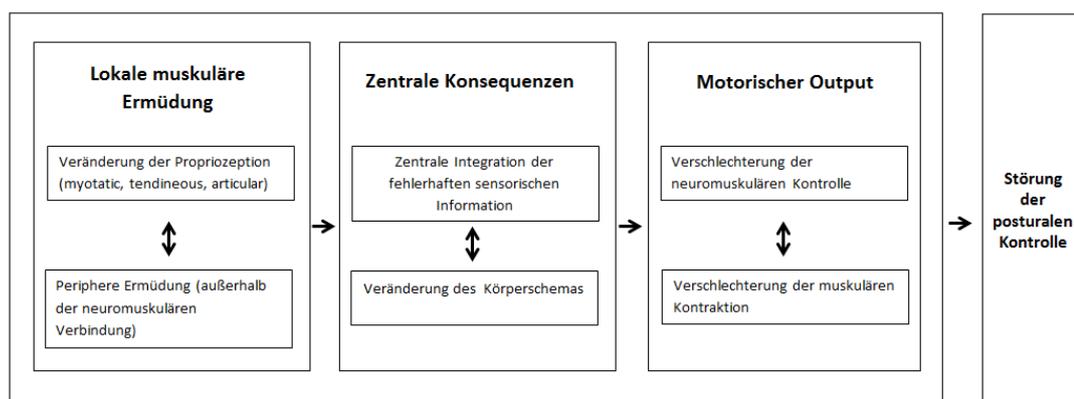


Abb. 19: Der Prozess der Störung der posturalen Kontrolle durch muskuläre Ermüdung (mod. n. Paillard, 2012, S. 169)

Weiters beeinflusst die Anzahl der ermüdeten Muskeln das Ausmaß der Haltungskontrolle (Paillard et al., 2012; Boyas et al., 2011; Nelson & Johnson, 1973). Umso mehr Muskeln ermüdet sind, desto höher ist die Störung in der Haltungskontrolle (Paillard et al., 2012).

Betätigungen, die den gesamten Körper betreffen, wie zum Beispiel Laufen, Radfahren, Ergometer Radfahren, Gehen und Triathlon, beeinflussen die posturale Kontrolle (Hoffman et. al., 1992; Simoneau et. al., 1996; Lepers et al., 1997; Nardone et al., 1997,1998; Derave et al., 1998, 2002; Gauchard et al., 2002; Burdet& Rougier, 2004; Nagy et al., 2004; Vuillerme& Hintzy, 2007b). Diese Bewegungsformen beanspruchen den gesamten Organismus, vermindern die sensorische propriozeptive und die exterozeptive Information und führen zu einer geringeren Effizienz des muskulären Systems (Lepers et. al., 1997; Nardone et al., 1997).

Des Weiteren wurde nachgewiesen, dass muskuläre Ermüdung, die durch Belastungen wie Laufen induziert wurden, auf unterschiedliche Art und Weise das sensorische System beeinflusst, indem propriozeptive, visuelle und vestibuläre Veränderungen sowie ein modifizierter Input der Hautrezeptoren in der Fußsohle hervorgerufen werden (Lepers et al., 1997). Weitere Störfaktoren bei der Ermüdung der Muskulatur, die den gesamten Mechanismus betreffen, sind Dehydration und muskuläre Veränderungen durch die Verschlechterung des Muskelgewebes, metabolische Produkte, pH Reduktion und die Abnahme der Muskelkontraktion. Trotz visueller, propriozeptiver Kompensation, motorischer Strategien und der Steigerung kognitiver Beiträge, führt die Ermüdung der Muskulatur zu einer posturalen Störung. Zu Beginn können Veränderungen zwar kompensiert werden, ist jedoch eine bestimmte physiologische Störung erreicht, reichen die Kompensationsstrategien nicht mehr aus, die Verschlechterung der posturalen Kontrolle aufzuhalten, wie die folgende Abbildung illustriert. (vgl. Paillard, 2012)

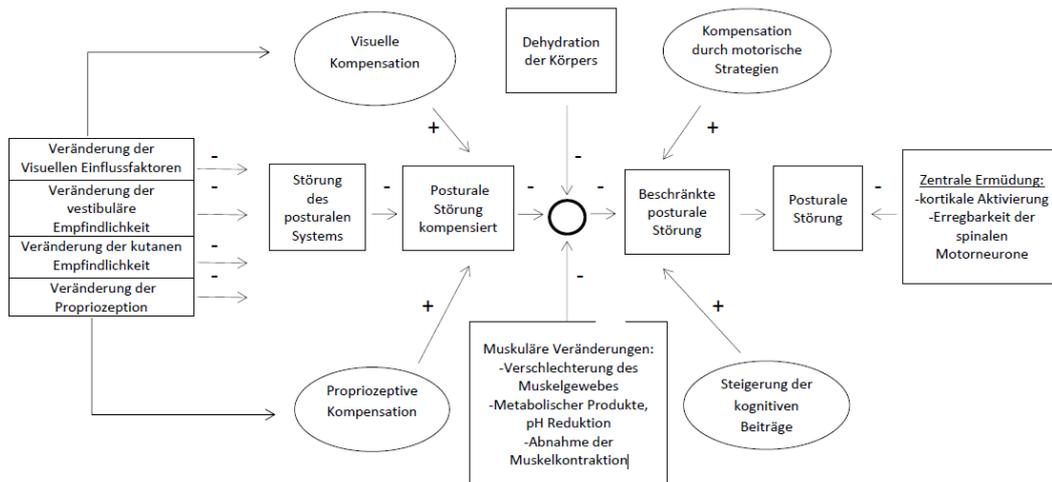


Abb. 20: Prozess der Verschlechterung der posturalen Kontrolle induziert durch allgemeine muskuläre Ermüdung (mod. n. Paillard, 2012, S. 166)

Weiters zeigen laut Paillard (2011) nicht nur intensive, sondern auch leichte lokale und generelle ermüdende Übungen einen Einfluss auf die posturale Kontrolle, sofern sie über einen längeren Zeitraum hinweg durchgeführt werden. Weitere Studien belegen, dass Muskelermüdung die posturale Kontrolle des beidbeinigen Standes vermindert (Paillard et al., 2012; Bisson, Chopra, Azzi, Morgan, & Bilodeau, 2010; Chaubet, Maitre, Cormery, & Paillard, 2012; Corbeil, Blouin, Begin, Nougier, & Teasdale, 2003; Ledin, Fransson, & Magnusson, 2004; Wojcik, Nussbaum, Lin, Shibata, & Madigan, 2011). Im Gegensatz zur Signifikanz dieser genannten Studien stellten Muehlbauer, Gollhofer und Granacher (2015) eine sehr geringe Korrelation zwischen der Balance und der Kraft der unteren Extremitäten fest. Weiters fanden Granacher und Gollhofer (2011) keine signifikanten positiven Korrelationen zwischen der isometrischen bzw. dynamischen Muskelkraft und statischen und dynamischen Parametern der Haltungskontrolle.

Bezüglich des Muskeltrainings der unteren Extremitäten zeigen mehrere Studien, dass die Wiederholungen und somit die Maximalkraft bereits vom ersten zum zweiten Satz signifikant sinkt und auch zwischen jedem weiteren Satz ein signifikanter Abfall festzustellen ist, obgleich die Regeneration zwischen den Sätzen 1, 2,3 oder 5 Minuten beträgt (Filho, Gurjão, Ceccato, Gonçalves, Gallo & Gobbi, 2013; Larson et al., 1997; Robinson et al., 1995).

Um Widersprüchen entgegenzuwirken bzw. um fragwürdige Annahmen zu bestätigen oder verwerfen zu können, soll diese Studie Klarheit über den Zusammenhang zwischen Muskelermüdung der unteren Extremitäten und des Gleichgewichts schaffen. Sie soll unter anderem Aufschluss darüber geben, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den Sätzen des Krafttrainings vorherrscht und ob ein solches Training der Beinmuskulatur eine signifikante Verschlechterung der Gleichgewichtsfähigkeit mit sich bringt, wenn diese unmittelbar nach der Muskelermüdung bzw. 45 Minuten später stattfindet.

5 Methodik (Anna Bürger und Julia Grimm)

5.1 Beschreibung der Probanden und Probandinnen (Anna Bürger)

Einschlusskriterien waren ein guter allgemeiner Gesundheitszustand und eine sportliche Freizeitgestaltung. Die Probanden mussten zwischen 18 und 35 Jahre alt sein. Zusätzlich war ein verletzungsfreier und aktiver sowie passiver Bewegungsapparat notwendig, um die Voraussetzungen für die Testung zu erfüllen. Es durften weder chronische Erkrankungen, noch akute Beschwerden oder unzureichender Schlaf bei den Teilnehmenden vorkommen. Zusätzlich mussten die Testpersonen mindestens 46 Stunden vor der Testung auf Alkoholkonsum verzichten haben. Weiters mussten die Testpersonen eine Familiarisierung, welche in Kapitel 5.3.1 genauer beschrieben wird, absolviert und eine Einwilligungserklärung unterschrieben haben.

Ebenso wurden im Vorfeld Ausschlusskriterien für die Probanden und Probandinnen festgelegt, die für eine homogene Gruppe von Teilnehmenden sorgten. Sobald Testpersonen Medikamente nahmen, die die Messung beeinflussen könnten, waren sie für die Studie ungeeignet. Zusätzlich durften keine vestibulären oder visuellen Störungen vorliegen. Abgesehen davon, durften keine Infektionen zum Untersuchungszeitpunkt vorliegen. Dies inkludierte ebenso Rhinitis, also eine Entzündung der Nasenschleimhaut, deren Bedeutung für unsere

Studie auf keinen Fall unterschätzt werden darf, da dadurch das Gleichgewichtsorgan beeinflusst werden kann. Weiters durften die Testpersonen nicht jünger als 18 bzw. älter als 35 Jahre alt sein.

Untersucht wurden insgesamt 40 Probanden und Probandinnen, wobei 21 männliche und 19 weibliche Personen getestet wurden. Es wurden insgesamt die Daten von 18 männlichen und 16 weiblichen Testpersonen für die Auswertung verwendet, da eine Person auf Grund technischer Probleme und fünf Personen auf Grund körperlicher Probleme ausgeschlossen werden mussten.

Es handelt sich ausschließlich um sportliche Testteilnehmer und Testteilnehmerinnen mit einem durchschnittlichen Alter von $24,6 \pm 2,2$ Jahren und einer mittleren Schuhgröße von $26,5 \pm 2,8$ cm. Die Probanden und Probandinnen sind im Durchschnitt $1,73 \pm 0,08$ m groß und $69,9 \pm 12,9$ kg schwer und weisen einen mittleren BMI von $23,2 \pm 2,8$ auf.

Unter dem Body Mass Index, oder auch kurz BMI genannt, versteht man das Körpergewicht in kg dividiert durch die Körpergröße in Meter zum Quadrat. Dieser Index ist geschlechtsunabhängig und wird für die Klassifikation von Unter-, Über-, und Normalgewicht herangezogen (Biesalski, Bischoff & Puchstein, 2010).

5.2 Messinstrumente (Anna Bürger)

5.2.1 Sensewave



Abb. 21: Sensewave medical (Sense Products GmbH, Wien, Österreich (eigene Aufnahme)

Die Posturographie ist eine von mehreren Möglichkeiten das Gleichgewicht zu testen. Unter Posturographie wird eine Analyse der posturalen Kontrolle verstanden. Druckbelastungen, die durch die unteren Extremitäten auf die Unterlage gebracht werden, können durch Drucksensoren in der Bodenplatte gemessen werden. Schwankungen des Körperschwerpunktes äußern sich in einer Druckverteilung auf der Platte, woraus sich Schlüsse auf die Gleichgewichtsfähigkeit ziehen lassen können. (vgl. Hain, 2010)

Senswave ist ein Posturograph, der eine quantitative Beurteilung des posturalen Systems ermöglicht. Dieses 100kg schwere, 150cm lange, 110cm breite und 120cm hohe Gerät garantiert durch ein neu entwickeltes System eine hochsensible und präzise Messung. Die Sensorplatte kann durch händisch bedienbare Kipphebel sowohl im stabilen, als auch im labilen Zustand verwendet werden. Bedient wird das Gerät durch einen 19-Zoll Touch-Screen und ein intuitives User Interface. (vgl. Süssmed Medizintechnik)

Die Sensorplatte ist mit 5300 hochsensiblen Sensoren (Moticon GmbH, München, Deutschland) ausgestattet. Diese messen Druckschwankungen mit einer Abtastrate von bis zu 100 Hz. Im vorliegenden Fall wurde mit einer Abtastrate von 30 Hz gemessen. Folgende Messparameter können durch den Senswave erfasst und analysiert werden.

- Strecke des Druckmittelpunkts (COPT)
- Bewegungsfläche (ROM)
- Stabilitätsenergie (STEI)
- Harmonie (RQ)
- Bewegungskontrolle
- Feedbackpfade der Wahrnehmung (visuell, vestibulär, somatosensorisch)
- Gewichtsverteilung (WD)

Im Zuge dieser Studie wurden jedoch nicht alle Messparameter bearbeitet. Die analysierten Parameter sind im Kapitel 6.1 genauer beschrieben.

Da das Gerät noch relativ neu ist und sich immer noch in der Entwicklungsphase befindet, ist es schwer, fundierte Quellen zu finden. Die folgenden Informationen liegen eigener Erfahrung sowie persönlichen Kontakten zu Grunde:

Die Sensorplatte kann durch einen einfachen Kipphebelmechanismus fixiert oder entriegelt werden, wodurch sowohl statisch als auch dynamisch die posturale Stabilität bzw. die posturale Kontrolle ermittelt werden kann. Zusätzlich zur Messplatte kann eine 40mm dicke Kybun (siehe Kapitel 7.3.2.) zur Modifizierung der Untergrundbeschaffenheit verwendet werden. Abgesehen davon wird eine Augenbinde eingesetzt, um die visuellen Einflussfaktoren zu variieren.

Wenn die Messung abgeschlossen war, wurden die Daten automatisch auf einen externen Server weitergeleitet, wo sie ausgewertet wurden. Nach einer kurzen Bearbeitungszeit, erhielt man eine Worddatei, die einen Überblick der Messresultate verschaffte. Ein vollständiges Dokument ist als Beispiel im Anhang zu finden.



Abb. 22: Kybun Matte (eigene Aufnahme)

Diese 40mm Kybun Matte (kybun AG, Roggwil, Schweiz) wurde als Auflage für die Sensorplatte verwendet, um die Untergrundbeschaffenheit zu modifizieren. Durch die elastische Struktur des speziellen Federbodens aus Mehrkomponenten Polyurethan wurde die Fuß- und Beinmuskulatur ständig gefordert. (vgl. Süssmed Medizintechnik)



Abb. 23: Augenbinde (eigene Aufnahme)

Um die visuellen Einflussfaktoren auszuschalten, wurde eine Augenbinde verwendet.

5.2.2 Isomed_2000



Abb. 24: Frontalansicht des Isomed_2000 inklusive des Linearmoduls (eigene Aufnahme)



Abb. 25: Seitenansicht des Isomed_2000 inklusive des Linearmoduls (eigene Aufnahme)

Das isokinet-System, welches einen translatorischen Beinschub inkludiert, ermöglichte isokinetische und isometrische Kraftmessungen. Die Kraftleistungen der Beine konnten getrennt voneinander wahrgenommen und analysiert werden.

5.2.2.1 Einstellungen des Isomed_2000

In den folgenden Kapiteln werden die Einstellungen, die am Isomed_2000 vorgenommen werden, genauer beschrieben.



Abb. 26: Winkel des Fußaufsatzes (eigene Aufnahme)

Der Winkel des Fußaufsatzes betrug 15° (Abb. 26).

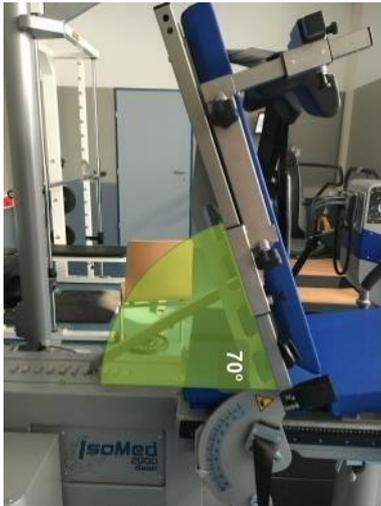


Abb. 27: Winkel der Sitzlehne (eigene Aufnahme)

Die Lehne des Sitzes wurde in einem Winkel von 70° verwendet (Abb. 27).

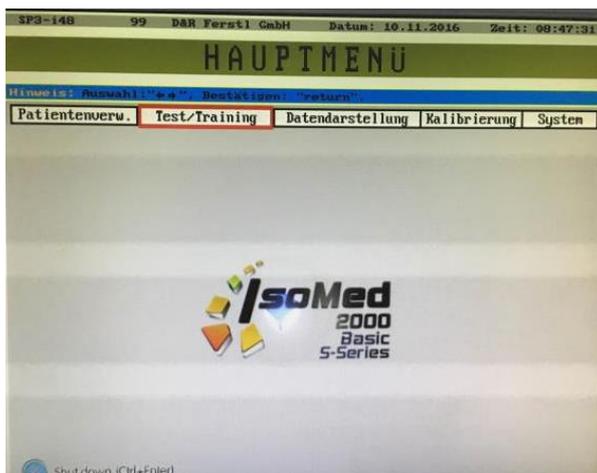


Abb. 28: Hauptmenü (eigene Aufnahme)

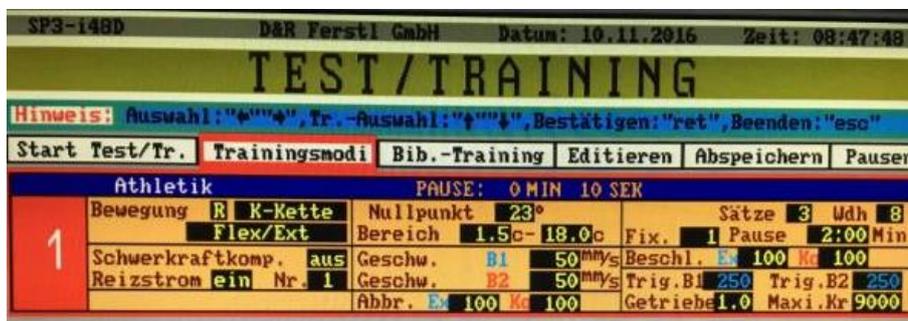


Abb. 29: Athletikmodus

Im Hauptmenü wurde, wie oben auf Abb. 29 dargestellt ist, das Feld Test/Training und anschließend der Athletikmodus ausgewählt. Innerhalb des

Athletikmodus wurde festgelegt, dass sowohl eine Flexion, als auch eine Extension mit einer Geschwindigkeit von 50mm/s und einer Beschleunigung von 100 mm/s² ausgeführt wurde. Es wurde eine Maximalkraft von 9000N eingestellt. Hier wurden auch die Einstellungen der Anzahl der Wiederholungen auf 8, der Sätze auf 3 und der Pausen auf 2 Minuten vorgenommen.

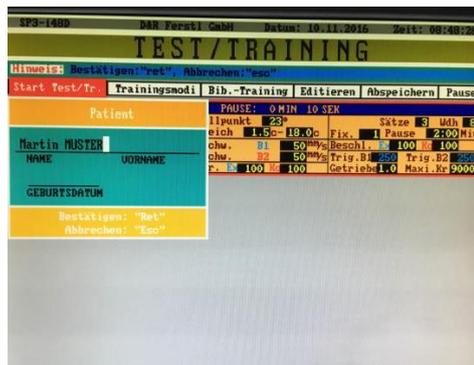


Abb. 30: Test/Training

Anschließend wurde im Feld Test/Training der Name der Testperson eingegeben (Abb. 30).

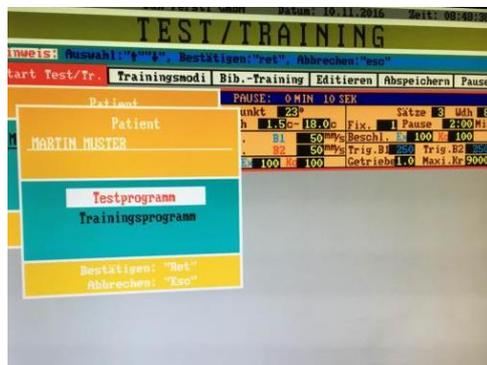


Abb. 31: Trainingspogramm

Danach wurde anhand der Auswahl „Testprogramm“ zur Messung weitergegangen (Abb. 31).

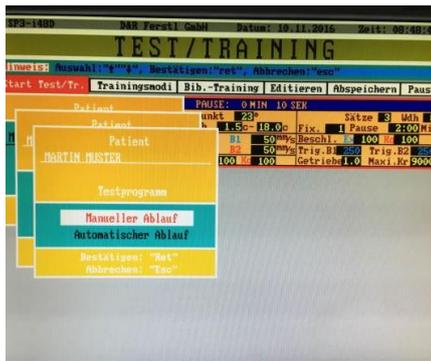


Abb. 32: Manueller Ablauf

Der Ablauf wurde manuell gesteuert (Abb. 32). Auf diese Weise konnten die testdurchführenden Personen die Beinpresse durch einen Trigger freigeben.

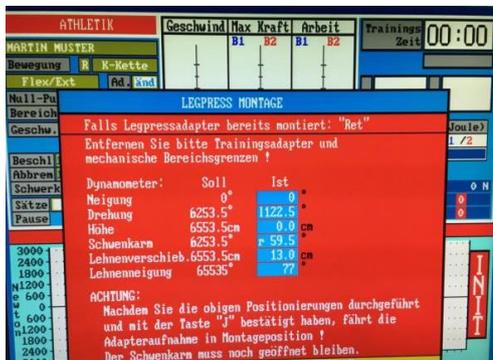


Abb. 33: Legpressmontage

Anhand des Feldes, das auf Abb. 33 dargestellt ist, konnten die Einstellungen der Beinpresse überprüft werden. Durch die Entertaste gelangte man zur nächsten Einstellung.



Abb. 34: Patientenadaptation (eigene Aufnahme)

Abb. 34 veranschaulicht mögliche Patientenadaptierungen. Durch das Betätigen der Escape-Taste gelangte man zu weiteren Einstellungen.



Abb. 35: Einstellung des Nullwinkels (eigene Aufnahme)

Mit den Pfeiltasten rechts und links der Computertastatur konnte der Abstand der Beinpresse zur Testperson eingestellt werden (Abb. 35).



Abb. 36: Einstellung Nullwinkel 2

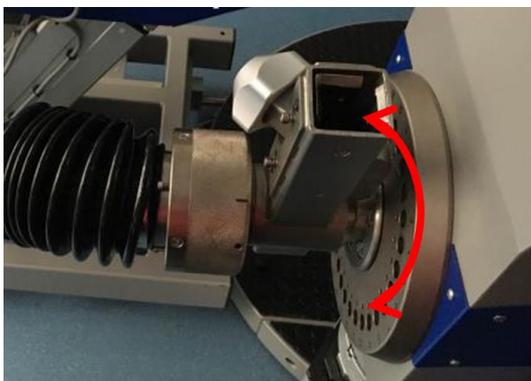


Abb. 37: Hebelarm

Es wurde die Leertaste gedrückt (Abb. 36) und zugleich der auf Abb. 37 abgebildete Hebel händisch zum Endpunkt gebracht. Die Einstellung des Anfangs- und Endpunktes funktionierte gleich wie die Einstellung des Nullwinkels.

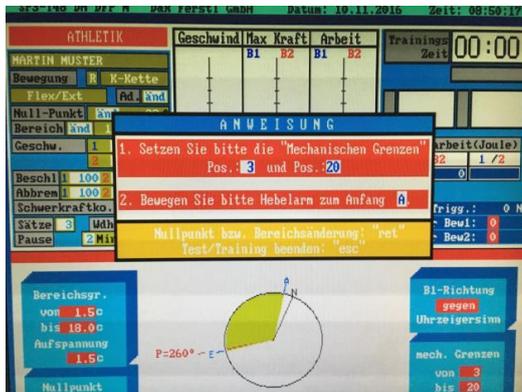


Abb. 38: Festlegen der mechanischen Grenzen



Abb. 39: Setzen der mechanischen Grenzen

Auf Abb. 38 sind die mechanischen Grenzen angezeigt, die händisch in die auf Abb. 39 abgebildete Vorrichtung eingesetzt wurden. Diese dienten als zusätzlicher Schutz für die Teilnehmenden, damit die Beinpresse im Falle einer technischen Störung nicht über die Grenzen hinaus fahren konnte.

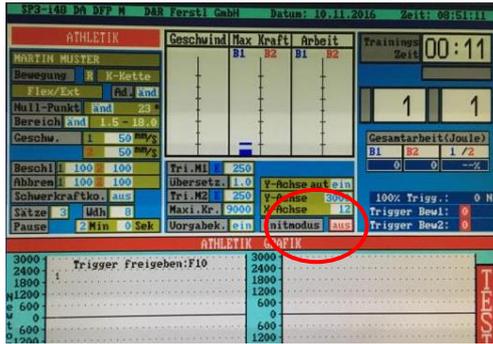


Abb. 40: Initmodus

Damit die Werte gespeichert wurden, musste der Init-Modus deaktiviert werden. Durch die F10 Taste wurde der Trigger freigegeben.

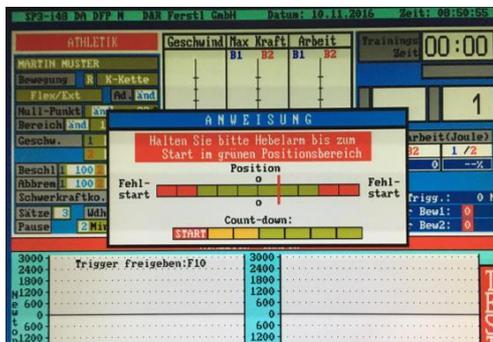


Abb. 41: Countdown

Die Testung wurde nach Ablauf des Countdowns manuell durch den Trigger und der gleichzeitigen Druckaufbringung auf die Beinpresse gestartet.



Abb. 42: Trigger

Es wurde zwischen den beiden Knöpfen am Trigger gewechselt, je nachdem ob sich die Beinpresse gerade in Flexion oder Extension bewegte.

5.2.3 Weiteres Equipment

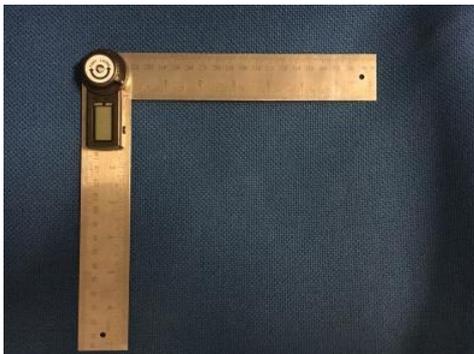


Abb. 43: Winkelmesser Trend - Digitale Winkel Regel 200mm - DAR/200

Durch diesen digitalen Winkelmesser (Abb. 43) wurde der Kniewinkel auf 90° eingestellt. Für die Zeitnehmung wurde das iPhone 4s und iPhone 6s verwendet.



Abb. 44: FiTRO Cycle (Bratislava, Slowakei)

Das FiTRO Cycle ist ein elektromagnetisch gebremstes Fahrradergometer, welches verschiedene Modi zur Auswahl hat. Verwendet wurde in dieser Studie der constant force Modus mit den Einstellungen, 1 Watt pro kg Körpergewicht, Increment 5 und Intervall 300 zur körperlichen Erwärmung und Aktivierung.

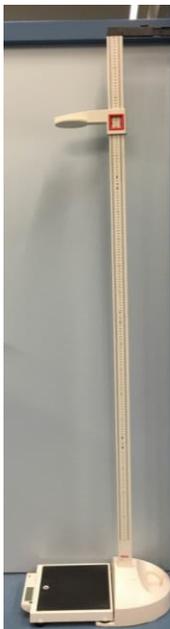


Abb. 45: Stadiometer und Personenwaage

Durch das Stadiometer und die Personenwaage der Firma Seca, wurden Größe und Gewicht der Probanden und Probandinnen erhoben.

5.3 Untersuchungsmethode (Anna Bürger)

Im Folgenden wird der Ablauf der Testung beschrieben. Bereits im Vorfeld wurde die Art des Messablaufs aus unterschiedlichen Blickwinkeln betrachtet, durchdacht und reflektiert. Die unterschiedlichen, auf fundiertem Wissen gestützten Überlegungen zum Messablauf werden im unten angeführten Kapitel 5.4 „Diskussion der Messdurchführung“ näher dargelegt.

5.3.1 Familiarisierung

Bevor die Probanden und Probandinnen am Tag X getestet wurden, fand eine Familiarisierung statt. In dieser Einführung kamen die Testpersonen ins Labor und wurden mit den unterschiedlichen Geräten und dem Ablauf der Testung vertraut gemacht. Zusätzlich bekamen die Testpersonen ein Informationsblatt inklusive Einwilligungserklärung ausgehändigt. Dieses Formular ist dieser Arbeit angehängt. Die Einwilligungserklärung wurde sowohl seitens der Testperson, als auch seitens der studierendurchführenden Person unterzeichnet.

Als ersten Schritt der Familiarisierung wurde die ProbandenInneninformation mit den Testpersonen Punkt für Punkt durchbesprochen, wobei die wichtigsten Aspekte genauer erörtert wurden. An dieser Stelle wurden die Teilnehmer und Teilnehmerinnen auch mit ihren Rechten und Pflichten vertraut gemacht. Damit die Teilnehmenden am Tag der Testung in ermüdungsfreien Zustand erschienen, wurde ihnen nahegelegt, am Vortag der Testung bestenfalls auf sportliche Betätigung zu verzichten oder nur leichte sportliche Tätigkeiten auszuüben. Zudem wurden sie darauf aufmerksam gemacht, am Vortag ausreichend zu schlafen und auf Alkohol zu verzichten, um die Testung und folglich das Resultat nicht zu verfälschen und eine möglichst homogene Ausgangslage zu schaffen. Die Testpersonen wurden darauf hingewiesen, am Tag der Testung eine kurze Sporthose, Sportschuhe und Socken mitzunehmen. Die kurze Hose war eine notwendige Voraussetzung für die richtige Einstellung des Kniewinkels am

Linearmodul des Isomed_2000. Nachdem der Messablauf erklärt worden war, wurden erste Erfahrungen mit den Geräten gemacht. Dabei stellten sich die Teilnehmenden auf den Sensewave und nahmen für 3 Sekunden jede der 8 Testpositionen ein. Im Anschluss wurde das Ergometer vorgestellt. Dieses wurde jedoch nicht vorgetestet, sondern lediglich betrachtet, da davon ausgegangen wurde, dass jede sportliche Person bereits Erfahrung im Umgang mit einem Ergometer hat.

Als nächsten Schritt wurden erste Erfahrungen mit dem Isomed_2000 gemacht. Dazu setzten sich die Probanden auf den Sitz des Geräts, wobei lediglich eine grobe Einstellung des Sitzes ohne Fixierung der Testperson vorgenommen wurde. Der Nullpunkt sowie Anfangs- und Endposition der unteren Extremitäten wurden genau eingestellt, da dies für das Kennenlernen und die Betätigung der dynamischen Beinpresse bedeutend erschien. Nachdem die Einstellungen vorgenommen waren, wurde ein Trainingsdurchlauf von 4 Wiederholungen durchgespielt, um den Probanden und Probandinnen die Möglichkeit zu geben, mit der neuen und ungewohnten Bewegung der Maschine vertraut zu werden. Da die Familiarisierung keine Aktivierung beinhaltete, wurden die Probanden dazu angewiesen, maximal etwa 60% der individuellen Kraftleistung gegen die Maschine aufzubringen, um Verletzungen auf Grund fehlender Erwärmung zu vermeiden.

Nachdem die Testpersonen mit dem Testablauf und den Geräten vertraut waren, wurden persönliche Daten erhoben. Den Teilnehmenden wurde eine Nummer zugeteilt und es folgte die Bearbeitung des standardisierten Fragebogens des Sensewave-Programmes zur medizinischen und sportlichen Vorgeschichte und Anamnese. Neben persönlichen Daten wie Name, Geburtsdatum, Geschlecht und Schuhgröße, wurden anthropometrische Messungen der Körpergröße in cm und dem Körpergewicht in kg mit dem Stadiometer und der Personenwaage der Firma Seca Hamburg, Deutschland gemessen.

5.3.2 Messdurchführung

Um die Einflüsse von Störfaktoren möglichst gering zu halten und vergleichbare und brauchbare Werte zu erhalten, kamen die Probanden und Probandinnen völlig gesund, ausgeruht, frei von muskulärer oder geistiger Ermüdung und ohne Alkoholeinfluss ins Labor.

Anhand der unten angeführten Tabelle wird der Ablauf der Messdurchführung veranschaulicht.

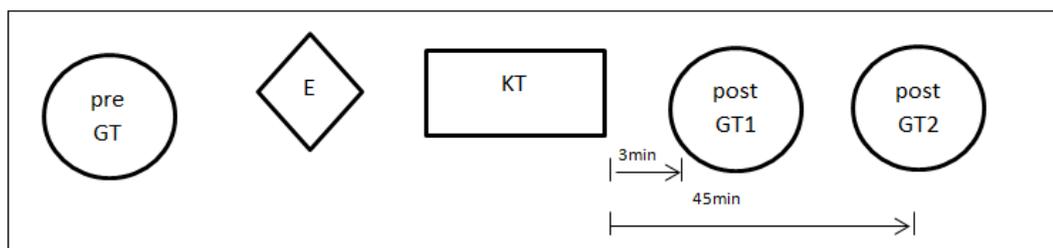


Abb. 46: Ablauf der Messdurchführung

5.3.2.1 Gleichgewichtstestung

Getestet wurde mithilfe des REHA1-Programms, welches aus 8 unterschiedlich Teilmessungen besteht. Diese Teilmessungen sind aus Tab. 4 zu entnehmen.

Tab. 4: Teilmessungen und deren Abkürzungen

Teilmessung	Abkürzung
Statische Posturographie	
1. stabiler Untergrund mit offenen Augen	stat., offen
2. stabiler Untergrund mit geschlossenen Augen	stat., geschlossen
3. stabiler Untergrund + 4cm dicke Kybun Matte mit offenen Augen	stat., Schaumstoff, offen
4. stabiler Untergrund + 4cm dicke Kybun Matte mit geschlossenen Augen	stat., Schaumstoff, geschlossen

Dynamische Posturographie	
5. labiler Untergrund mit offenen Augen	dyn., offen
6. labiler Untergrund mit geschlossenen Augen	dyn., geschlossen
7. labiler Untergrund + 4cm dicke Kybun Matte mit offenen Augen	dyn., Schaumstoff, offen
8. labiler Untergrund + 4cm dicke Kybun Matte mit geschlossenen Augen	dyn., Schaumstoff, geschlossen

Die Testdurchführung verlief bei allen 8 Teilmessungen gleich. Es wurden lediglich die Statik, die Auflagefläche und die visuelle Komponente verändert.

Die Testpersonen zogen ihre Schuhe aus und standen mit Socken vor dem Sensewave. Anschließend wurde ihnen eine Augenbinde ausgehändigt, die auf der Stirn platziert wurde, wenn sie nicht benötigt wurde.

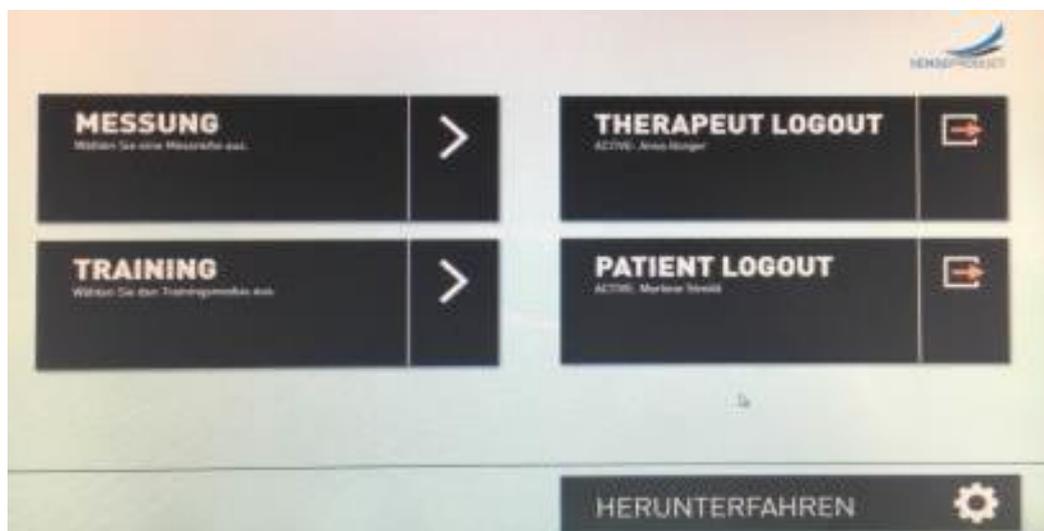


Abb. 47: Eingangsmenü des Sensewave

Bevor mit der Testung gestartet wurde, musste, wie auf Abb. 47 gezeigt wird, auf dem Computer des Sensewaves die Nummer der testdurchführenden Person und die Nummer der Testperson eingegeben werden.

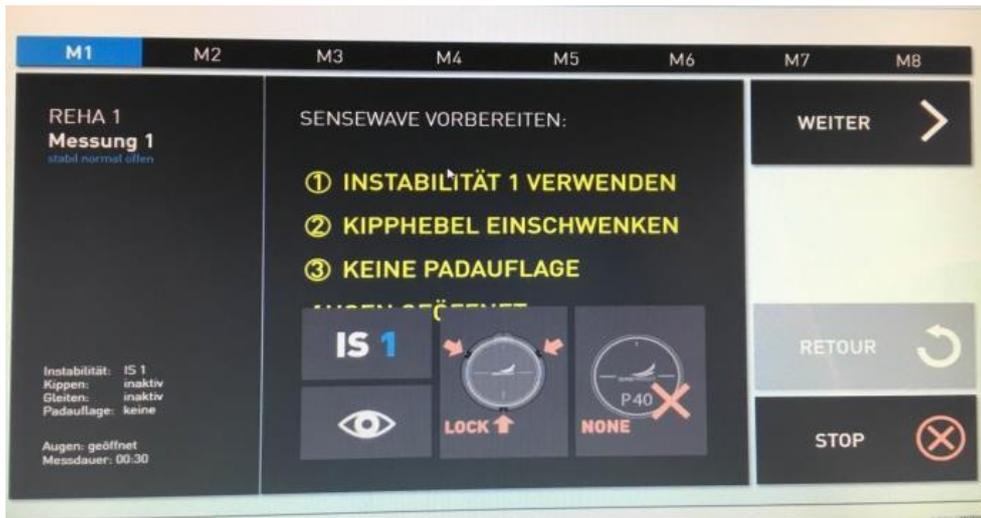


Abb. 48: Messeinstellungen

Anschließend erschien automatisch Abb. 48, wobei mit dem Knopf „WEITER“ zur Testmessung übergegangen wurde. Nachdem die Testung durch den Knopf „Testmessung“ bestätigt worden war, konnte mit der Durchführung der Tests begonnen werden.



Abb. 49: Fußposition am Sensewave

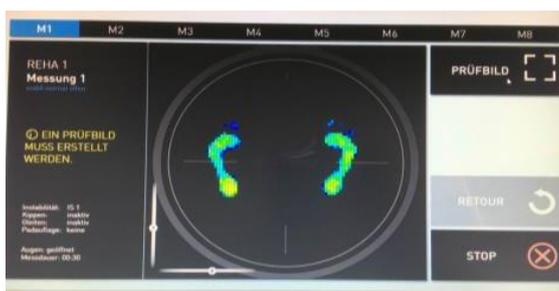


Abb. 50: Prüfbild ohne Schaumstoffmatte

Der Proband bzw. die Probandin stellte sich mit Socken hüftbreit auf das Gerät (Abb. 49), wobei von der Untersuchungsleitung mittels eines Prüfbildes (Abb. 50) darauf geachtet wurde, dass der Aufsatz der Fußsohle auf alle 4 Quadranten gleichmäßig verteilt wurde.



Abb. 51: Position mit offenen Augen



Abb. 52: Position mit geschlossenen Augen

Abgesehen von der Fußposition wurde bei allen Messungen darauf geachtet, dass die Hände der Testperson locker seitlich neben dem Körper hingen. Bei Messungen mit offenen Augen wurde ein Punkt in Kopfhöhe auf der gegenüberliegenden Wand fixiert. Während Messungen mit geschlossenen Augen wurde die Körperposition gleich und der Kopf aufrecht gehalten. Durch die Betätigung des Knopfes „Messung starten“ begann die Aufzeichnung der Daten

durch Sensoren in der Bodenplatte des Geräts. Anschließend konnte das Gerät verlassen werden. Nach 20 weiteren Sekunden wurde das Gerät abermals betreten. In dieser kurzen Pause wurden die Untergrundbeschaffenheit bzw. die visuellen Einflussfaktoren verändert. Jede einzelne Teilmessung dauerte dabei 30 Sekunden.



Abb. 53: Kipphebel geschlossen

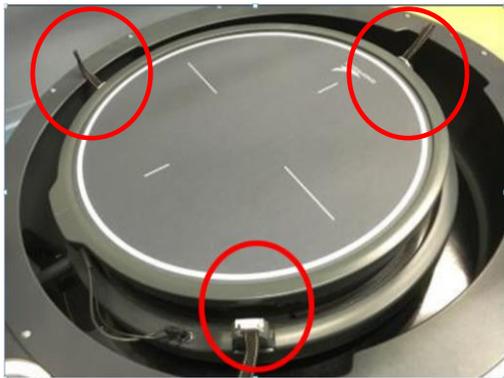


Abb. 54: Kipphebel offen

In Abb. 53 und Abb. 54 werden die unterschiedlichen Positionen der Kipphebel veranschaulicht. Durch diese Einstellung wurde zwischen statischen und dynamischen Ausgangsbedingungen variiert. Waren die 3 Kipphebel geschlossen, so war die Messplatte fixiert und es konnte statisch getestet werden. Sobald die Kipphebel gelöst waren, ließ sich die Messplatte bewegen und es konnte unter dynamischen Bedingungen untersucht werden.



Abb. 55: Kybun Matte

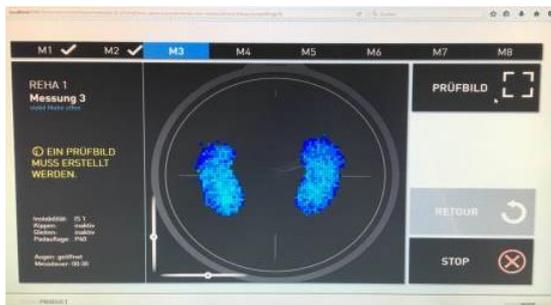


Abb. 56: Prüfbild mit Kybun Matte

Durch Auflage der oben abgebildeten 40mm dicken Kybun Matte auf der Messplatte, wurde die Untergrundbeschaffenheit verändert. Folglich veränderte sich auch das Prüfbild, wie auf Abb. 56 veranschaulicht wird. Nach Beendigung der 8. Messung wurden die Daten automatisch auf einen externen Server übertragen und unter der jeweiligen Probanden- bzw. Probandinnennummer gespeichert.

5.3.2.2 Aktivierung auf dem FITRO Cycle



Abb. 57: FITRO Ergometer

Zur Erwärmung der Teilnehmer und Teilnehmerinnen wurde das FITRO Cycle verwendet. Die Sitzhöhe wurde so gewählt, dass das untere Bein im Sitzen nicht gänzlich durchgestreckt werden konnte. Dieses elektromagnetisch gebremste Fahrradergometer wurde im constant force Modus mit den Einstellungen 1 Watt pro kg Körpergewicht, Increment 5, Intervall 300 verwendet. Die Testperson trat für 5 Minuten mit einer Frequenz von 70-80 Umdrehungen pro Minute.

5.3.2.3 Muskuläre Kraftleistung

Zur Erhebung der Kraftleistung und zur muskulären Ermüdung der unteren Extremitäten wurde der Isomed_2000 eingesetzt, der isokinetische und isometrische Kraftmessungen inklusive Beinschub ermöglichte. Dieser wurde im Athletikmodus für 3*8 Wiederholungen mit 2 Minuten Serienpause verwendet.

Die genauen Einzelschritte, die auf dem Computer des Isomed_2000 vorgenommen wurden, sowie die Einstellungen des Athletikprogramms sind in Kapitel 5.2.2 „Isomed_2000“ zu finden.



Abb. 58: Einstellung der Sitzposition

Zuerst wurde das Gerät auf die jeweilige Testperson individuell eingestellt. Dazu wurde als erstes die Sitzposition des Probanden bzw. der Probandin adaptiert. Die Person saß aufrecht, wobei das Gesäß soweit wie möglich nach hinten gegen die Lehne gedrückt wurde. Während die Knie der Testperson durch die testdurchführende Person zurückgedrückt wurden, fuhr die Lehne elektrisch nach vorne. Der Teilnehmer bzw. die Teilnehmerin stützte die Beine auf die Beinpresse und der Winkel der Lehne wurde auf 70° eingestellt.



Abb. 59: Vertikale und horizontale Einstellung der Schulterfixierung

Die Testperson wurde, wie oben abgebildet (Abb. 59), vertikal und horizontal im Schulterbereich fixiert.



Abb. 60: Bauchgurt



Abb. 61: Armhalterung

Zusätzlich wurde die Testperson, wie auf Abb. 60 veranschaulicht, durch einen Bauchgurt an das Gerät geschnallt. Die Halterung für den Armaufsatz wurde so gewählt, dass sie für die Testperson angenehm war, wobei darauf geachtet wurde, dass die Ellbogen die Lehne nicht berührten (Abb. 61), da dies die Kraftleistung verfälschen könnte.

Nachdem die Sitzposition händisch durch die testdurchführenden Personen eingestellt worden war, wurden die Winkel der unteren Extremitäten per Knopfdruck elektrisch angepasst.



Abb. 62: Anfangsposition



Abb. 63: Endposition

Zuerst wurde die Einstellung des Nullpunktes der unteren Extremitäten ermittelt. Dabei war zu beachten, dass die Beine der Testperson nicht vollkommen durchgestreckt werden konnten. Anschließend wurde die Anfangsposition (Abb. 62) ermittelt, die sich ein 10-20 Grad vor dem Nullpunkt befand. Als letzte Einstellung wurde der Endpunkt (Abb. 63) festgestellt. Dieser wurde so gewählt, dass der Kniewinkel 90° beträgt. Gemessen wurde dies mittels eines digitalen Winkelmessgeräts. Der Winkelmesser wurde genau in der Mitte zwischen Condylus lateralis und Epicondylus lateralis angesetzt, wobei als Bezugspunkte die Mitte der Malleolengabel und die Mitte des Oberschenkelkopfes herangezogen wurden. Sobald die Einstellungen vorgenommen wurden, wurde das Gerät händisch zum Anfangspunkt gebracht und es konnte mit der Durchführung der Krafttestung begonnen werden.

Die Beinpresse fuhr dynamisch 8 mal zwischen Anfangs- und Endposition hin und her, wobei die Testperson sowohl in Extension, als auch in Flexion ständig

maximal gegen die Messplatte drückte. Während der Durchführung wurde der Proband bzw. die Probandin durch die testdurchführenden Personen verbal angefeuert. Abgesehen davon wurde die Testperson zusätzlich durch ein motivierendes Lied ihrer Wahl motiviert. Nach 8 Wiederholungen erholte sich der Teilnehmer bzw. die Teilnehmerin in einer 2-minütigen Satzpause. In dieser Pause hatte die Testperson die Möglichkeit in der fixierten Position etwas zu trinken. Die Kraftmessung setzte sich aus insgesamt 3 Sätzen zusammen.

Sofort nach Beendigung der 8. Wiederholung des 3. Satzes wurde von den testdurchführenden Personen ein Timer für 3 Minuten und ein weiterer für 45 Minuten gestartet. Die Testperson wurde aus der Fixierung gelöst und verweilte ca. 2 Minuten auf dem Sitz des Isomed_2000. Anschließend begab sich die Testperson zum Sensewave, wo die Einstellungen für die 2. Messung bereits vorgenommen worden waren.

5.3.2.4 Posturographie (post 3 min)

Die 2. Gleichgewichtsmessung verlief völlig gleich wie die 1. Gleichgewichtsmessung (siehe Kapitel 7.4.2.1.). Nach der 2. Gleichgewichtsmessung regenerierte sich der Proband bzw. die Probandin in einer aufrecht sitzenden Position auf einer Massageliege, wobei darauf geachtet wurde, dass sich Hüfte und Beine auf einer Ebene befanden. Dort wurde die Testperson von den testdurchführenden Personen unterhalten und mit Wasser versorgt.

5.3.2.5 Posturographie (post 45 min)

Die 3. Gleichgewichtsmessung verlief völlig gleich wie die 1. und 2. Gleichgewichtsmessung, wobei diese 45 Minuten nach Beendigung der Kraftleistung durchgeführt wurde.

5.4 Überlegungen zur Messdurchführung (Anna Bürger)

5.4.1 Zeitpunkt der Erwärmung

Das Aufwärmen wurde unmittelbar vor der Kraftbelastung durchgeführt, da eine Erwärmung vor der pre Messung dazu geführt hätte, dass die Muskulatur zum Zeitpunkt der Kraftbelastung bereits wieder ausgekühlt wäre. Abgesehen davon würde anderenfalls unmittelbar vor Gleichgewichtstestung pre und post 3 min eine körperliche Betätigung stattfinden, wohingegen bei der dritten Messung eine Erwärmung fehlen würde und eine Testung der ausgekühlten Muskulatur zur Folge hätte.

Dies ist insofern problematisch, da ein aktivierter und erwärmter Organismus im Vergleich zu einem nicht aufgewärmten Körper, eine schnellere Leitfähigkeit der Nervenbahnen aufweist. Durch eine Erwärmung wird der Körper in eine höhere Leistungsbereitschaft versetzt und bewirkt eine gesteigerte Reaktionsbereitschaft des Zentralnervensystems, eine erhöhte Intensität des Stoffwechsels und eine höhere Muskeltemperatur. Die Intensitätssteigerung des Stoffwechsels ermöglicht eine bessere Versorgung der Muskulatur mit Sauerstoff und Nährstoffen bzw. bedingt eine schnellere Entsorgung von Stoffwechselabfallprodukten und Kohlendioxyd aus der Muskulatur. Abgesehen davon wird das Koordinationsvermögen durch eine erhöhte Leitfähigkeit der Nervenbahnen verbessert (Grosser, 1994). Dies hätte zu einer Verfälschung unserer Ergebnisse führen können.

5.4.2 Art der Erwärmung

Es wurde bereits herausgefunden, dass körperliche Betätigung wie Laufen, Radfahren, Ergometer Radfahren, Gehen und Triathlon die posturale Kontrolle beeinflussen (Hoffman et. al., 1992; Simoneau et. al., 1996; Lepers et al., 1997; Nardone et al., 1997,1998; Derave et al., 1998, 2002; Gauchard et al., 2002; Burdet& Rougier, 2004; Nagy et al., 2004; Vuillerme& Hintzy, 2007b).

Diese Arten von Bewegungen beanspruchen den gesamten Organismus, vermindern die sensorische propriozeptive und die exterozeptive Information und führen zu einer verringerten Effizienz des muskulären Systems (Lepers et al., 1997; Nardone et al., 1997).

Des Weiteren wurde nachgewiesen, dass muskuläre Ermüdung, die durch Belastungen wie Laufen, induziert wurde, auf unterschiedliche Art und Weise das sensorische System beeinflusst, indem propriozeptive, visuelle und vestibuläre Veränderungen sowie ein modifizierter Input der Hautrezeptoren in der Fußsohle hervorgerufen werden (Lepers et al., 1997).

Die Art des Aufwärmens wurde im Vorfeld genau überlegt, wobei zwischen der Erwärmung am Laufband und am Ergometer diskutiert wurde. Nardone et al. (1997) verglichen ermüdende und nicht ermüdende Belastungen am Laufband sowie am Ergometer. Dabei kam heraus, dass ermüdende sowie nicht ermüdende Belastungen auf dem Laufband zu einer Zunahme der Körperschwankung führen, wohingegen Belastungen am Ergometer wenig Einfluss auf die posturale Kontrolle haben. Auch Fitzpatrick & McCloskey (1994) beschreiben, dass die posturale Kontrolle durch Laufen mehr beeinträchtigt wird, als durch eine Belastung auf dem Ergometer.

Dies liegt den Bewegungen der Härchen im Innenohr zu Grunde, da diese beim Laufen ständigen Erschütterungen ausgesetzt sind, wohingegen der Kopf während der Betätigung am Ergometer in einer ruhigeren Position bleibt. Dies wird ebenso in der Fachliteratur beschrieben. Laut Lepers et al. (1997) wird durch das Laufen und die damit einhergehende horizontal Bewegung, die vestibuläre Information stärker und länger beeinflusst, als durch das Fahren auf dem Ergometer.

5.4.3 Lagerung der Beine und Position des Kopfes in der Regenerationsphase

Die Pause wird in einer aufrechsitzenden Position verbracht, da so der Kopf und somit die Härchen im Innenohr in der gleichen Position wie bei der Gleichgewichtsmessung bleiben. Durch eine liegende Haltung verändert sich die

Lage der Härchen im Innenohr. Da das Aufstehen aus der liegenden Position, einer Veränderung der Kopfposition induziert und folglich zu einer Auslenkung der Härchen führen würde (vgl. Schuler & Waldmann, 2016) wird eine aufrechte Lagerung des Kopfes gewählt. Die Beine werden hochgelagert um eine gleiche Ausgangslage für alle ProbandInnen zu schaffen.

5.4.4 Flüssigkeitsaufnahme während der Messdurchführung

Dem derzeitigen Forschungsstand zufolge, wird die vestibuläre Empfindlichkeit zumindest teilweise von der Dehydration beeinflusst. Derave et al. (1998) haben festgestellt, dass posturale Störungen, die durch muskuläre Betätigung induziert werden, von einer Aufnahme an Flüssigkeit während der Belastung beeinflussbar sind, da die Dehydration die vestibuläre Funktion, im Speziellen wenn ein Verlust der Endolymphe besteht, verändert (Sakuma et al. 1996). Dies hat einen Abfall des labyrinthischen Drucks zur Folge beeinflusst dadurch die Empfindlichkeit der Effizienz der posturalen Kontrolle (Lion et al. 2010). Daher wird von den testdurchführenden Personen darauf geachtet, dass während der gesamten Messdurchführung ausreichend Flüssigkeit aufgenommen wird.

5.4.5 Überlegungen zur Kraftmessung

Die Anzahl der Wiederholungen und die Dauer der Pause wurden im Vorfeld genau durchdacht. Aufgrund einer anderen Studie, die an der Uni Wien mit dem Isomed_2000 durchgeführt wurde, war bekannt, dass es größtenteils unvorstellbar gewesen wäre, nach einer Kraftleistung mit 3*12 Wiederholungen und 2 Minuten Serienpause, wieder aufrecht stehen zu können. Folglich wäre eine Gleichgewichtsmessung im Anschluss an die Kraftleistung nicht möglich gewesen. Daher wurde ein Krafttraining mit 3*8 Wiederholungen und einer Serienpause von 2 Minuten ausgewählt. Ob diese Belastung für eine muskuläre Ermüdung ausreicht, wurde im Vorfeld getestet. Die Anzahl der Wiederholung wurde durch einen großen Kraftabfall während der Krafttestung, zitterige Beine nach Beendigung der Belastung und einem tagelangen Muskelkater bestätigt. Um die Ergebnisse vergleichbar zu machen, wird eine Pause von 3 Minuten zwischen

Beendigung der letzten Wiederholung der Kraftleistung und Beginn der Messung auf dem Sensewave eingehalten. Diese standardisierte Zeit ist notwendig, um ein Auftreten der Beine zu gewährleisten und einen Wechsel zwischen den Testgeräten zu ermöglichen.

5.5 Statistisches Verfahren (Julia Grimm)

Die erhobenen Daten aus der Studie wurden mithilfe des Statistikprogramms SPSS für Windows (Version 22.0) ausgewertet. Je nach Fragestellung wurden bestimmte Signifikanztests zur Auswertung herangezogen. Dabei wurden verschiedene Variablen auf signifikante Unterschiede bzw. lineare Zusammenhänge geprüft. Bei allen Tests wurde das Signifikanzniveau bzw. die Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 0,05$ gewählt (Fahrmeir, Heumann, Künstler, Pigeot & Tutz, 2016). Der Signifikanzwert $p \leq 0,05$ wird als signifikant, $p \leq 0,01$ hochsignifikant und $p \leq 0,001$ als höchst signifikant interpretiert (Zöfel, 2002). Dieselbe Einteilung gilt für die α -Werte.

5.5.1 Datenverarbeitung der Gleichgewichtsmessungen

Die verwendeten Daten wurden einer Excel Datei entnommen, die von Senseproduct extrahiert und zur Verfügung gestellt wurde. Zur Auswertung wurden die Daten des Centre of Pressure Track (COPT) und des Range of Motion (ROM) bei jeder der acht Teilmessungen bei den drei verschiedenen Messzeitpunkten genommen.

Die Strecke des Druckmittelpunkts oder auch als Centre of Pressure Track (COPT) bzw. Centre of Pressure (COP) beschrieben, ist eine der bekanntesten Messparameter in der Posturographie. Chaudhry et al. (2011) sprechen häufig auch von „excursion length“ und bedeutet das Messen der Länge der Auslenkung des Druckmittelpunkts. Die verschiedenen Parameter des COPT steigen, wenn Personen während der Messung mehr schwanken. Die zurückgelegte Strecke des Druckmittelpunkts wird in cm angegeben (Abb. 64).

ROM ist die Abkürzung für Range of Motion, wobei es sich um die Bewegungsfläche bzw. Schwankungsfläche der äußeren Kontur des COPT handelt (Timmann-Braun, 2012). In der englischen Literatur werden auch oftmals die Termini „sway area“ und „total area of COP“ (Doyle et al., 2005; Lafond et al., 2004) bzw. „Area of COP path“ (Fisher, 2010) verwendet. Hierbei wird die Bewegungsfläche in cm^2 angegeben (Abb. 64).

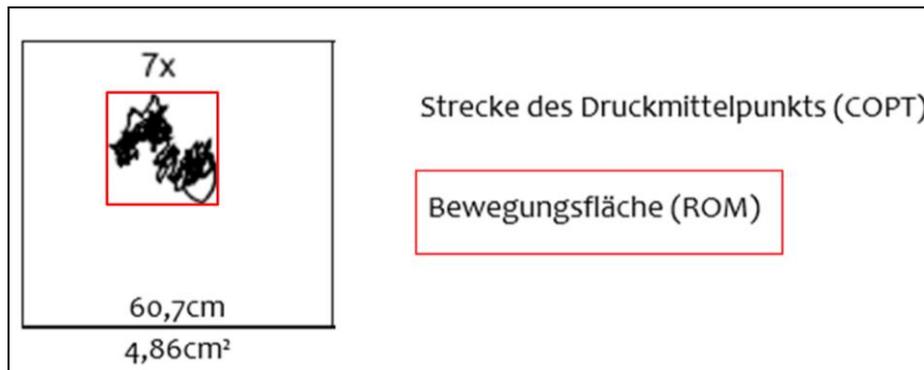


Abb. 64: COPT und ROM

Die Werte des Centre of Pressure Track und des Range of Motion werden zunächst in Tabellen aufgeschlüsselt und anschließend zur besseren Veranschaulichung mithilfe von Boxplots dargestellt. Die p-Werte, welche zwischen Messung pre und post 3 min bzw. post 3 min und post 45 min angeführt werden, beschreiben den Unterschied zwischen den jeweiligen Messungen, wobei $p = 1$ für keinen Unterschied, $p < 0,05$ für einen signifikanten, $p < 0,01$ für einen hochsignifikanten und $p < 0,001$ für einen höchst signifikanten Unterschied steht. Der p-Wert zwischen Messung pre und Messung post 45 wird nicht angegeben, da zwischen diesen Messungen in keinerlei Hinsicht ein Unterschied festgestellt werden konnte.

Die folgende Abbildung dient zur Erklärung der Boxplots im Allgemeinen.

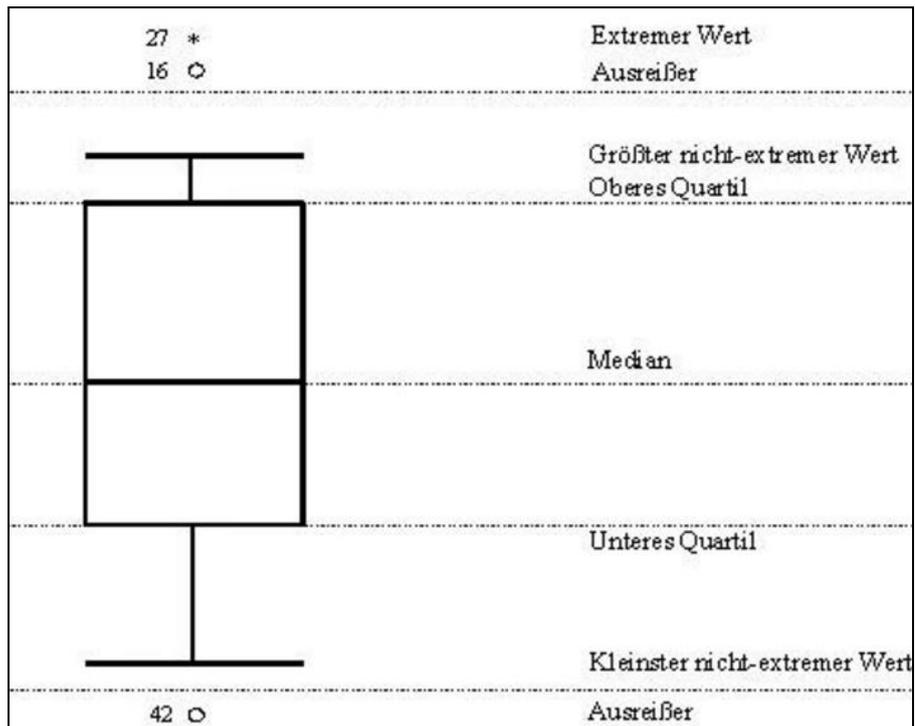


Abb. 65: Erklärung eines Boxplots (Marktforschung-Wiki)

Zur Datenanalyse wurde die einfaktorielle Varianzanalyse herangezogen. Sie gab Auskunft darüber, ob zwischen den einzelnen Faktorstufen ein signifikanter Unterschied auftrat. War dies der Fall, wurde als Post-hoc Test der Bonferoni-Test herangezogen, um herauszufinden, welche Messungen sich mit welcher Signifikanz voneinander unterschieden.

Um herauszufinden, ob sich der COPT bzw. ROM nach dem vollzogenen Krafttraining bzw. nach der Regenerationsphase veränderte, wurde der t-Test für abhängige Stichproben verwendet. Da die zu vergleichenden Variablen aus derselben Gruppe von Teilnehmenden genommen und die Mittelwerte vor und nach der dem Krafttraining miteinander verglichen wurden und der Einfluss dieser Intervention herausgefunden werden sollte, eignete sich laut Schwetz, Benischek, Mallaun, Samac, Strassegger-Einfalt & Swoboda (2000) der t-Test bei abhängigen Stichproben am besten.

Hier ist anzumerken, dass eine Normalverteilung eine grundlegende Voraussetzung für die Anwendung eines t-Tests war (Rockmann & Bömermann, 2006). In diesem Fall wurde jedoch nicht auf Normalverteilung im Vorfeld überprüft, da es sich um eine Stichprobe mit über 30 teilnehmenden Personen

handelt und somit der t-Test laut Rasch, Friese, Hofmann & Naumann (2010) trotzdem verwendet werden kann. Aufgrund der homogenen Gruppe kann daraus geschlossen werden, dass die Werte robust und aussagekräftig sind.

Zur visuellen Darstellung der Ergebnisse der Gleichgewichtswerte wurden Boxplots mit doppelter Standardabweichung verwendet. Signifikante Unterschiede zwischen den drei Messungen wurden mit \$ bzw. # markiert und wurden der Grafik hinzugefügt. Zusätzlich wurden Mittelwert, Mittelwertdifferenz, Median, einfache Standardabweichung und Perzentile berechnet und in Tabellen angeführt.

Um Aussagen bezüglich des Einflusses der Augen treffen zu können, wurde die Differenz der Mediane des Centre of Pressure Track und des Range of Motion mit geschlossenen Augen gegenüber denen mit offenen Augen berechnet und in Prozent angegeben.

5.5.2 Datenverarbeitung der Messungen am IsoMed-2000

Die Daten der Teilnehmenden im Zuge des Krafttrainings am Isomed_2000 werden auf einem externen Server gespeichert. Durch einen Code erhält man Zugriff zu den Rohdaten, welche mithilfe des Transform_data-Programms (programmiert und zur Verfügung gestellt von Andreas Lahmer) in Exceldateien transformiert werden. Aus diesen Tabellen wurden anschließend folgende Werte berechnet:

- Maximalkraft
- Maximalkraft des ersten Satzes
- Maximalkraft des zweiten Satzes
- Maximalkraft des dritten Satzes
- relative Maximalkraft
- relative Maximalkraft des ersten Satzes

- relative Maximalkraft des zweiten Satzes
- relative Maximalkraft des dritten Satzes
- Gesamtarbeit
- Arbeit des ersten Satzes
- Arbeit des zweiten Satzes
- Arbeit des dritten Satzes
- relative Gesamtarbeit
- relative Arbeit des ersten Satzes
- relative Arbeit des zweiten Satzes
- relative Arbeit des dritten Satzes
- Leistung des ersten Satzes
- Leistung des zweiten Satzes
- Leistung des dritten Satzes
- relative Leistung des ersten Satzes
- relative Leistung des zweiten Satzes
- relative Leistung des dritten Satzes

Die relativen Werte wurden berechnet, indem die absoluten Kraftwerte durch den anthropometrischen Wert des Gewichts in kg dividiert wurden.

Folgende Variablen wurden anschließend mithilfe des SPSS Programms (Version 22.0) berechnet:

- absolute Differenz der Maximalkraft zwischen Satz 1 und Satz 2

- absolute Differenz der Maximalkraft zwischen Satz 2 und Satz 3
- relative Differenz der Maximalkraft zwischen Satz 1 und Satz 2
- relative Differenz der Maximalkraft zwischen Satz 2 und Satz 3
- absolute Differenz der Arbeit zwischen Satz 1 und Satz 2
- absolute Differenz der Arbeit zwischen Satz 2 und Satz 3
- relative Differenz der Arbeit zwischen Satz 1 und Satz 2
- relative Differenz der Arbeit zwischen Satz 2 und Satz 3
- absolute Differenz der Leistung zwischen Satz 1 und Satz 2
- absolute Differenz der Leistung zwischen Satz 2 und Satz 3
- relative Differenz der Leistung zwischen Satz 1 und Satz 2
- relative Differenz der Leistung zwischen Satz 2 und Satz 3

Visuelle Darstellung von Maximalkraft, Leistung und Arbeit der Probanden und Probandinnen werden mittels Balkendiagramm dargestellt. Zusätzlich geben Tabellen Auskunft über Mittelwert +/- doppelte Standardabweichung, Minimum und Maximum

5.5.3 Datenverarbeitung der Zusammenhänge zwischen den Gleichgewichtsmessungen und den Messungen am IsoMed-2000

Zunächst werden die Daten beider Messungen in eine einheitliche Excel-Datei zusammengeführt und in das Statistikprogramm SPSS übertragen. Zur Berechnung der Zusammenhänge wurde der Korrelationstest nach Pearson verwendet, der im Folgenden näher erklärt wird.

„Der Korrelationskoeffizient nach PEARSON ist ein Maß über den linearen Zusammenhang der Ausprägung zweier Größen X und Y. [...] Der

Korrelationskoeffizient r nimmt Werte zwischen -1 und +1 an. Der Wert von -1 entspricht einem perfekten negativen linearen Zusammenhang, der Wert 1 zeigt einen perfekten positiven linearen Zusammenhang an.“ (Hausmann, 2010, S. 33, zit. n. Brosius, 2004)

Um Größen zwischen -1 und +1 interpretieren zu können, wurde folgende Tabelle herangezogen.

Tab. 5: Richtwerte für die Interpretation von Korrelationskoeffizienten (Brosius, 2004, S. 525)

Betrag des Korrelationskoeffizienten	Mögliche Interpretation
0	Keine Korrelation
über 0 bis 0,2	Sehr schwache Korrelation
0,2 bis 0,4	Schwache Korrelation
0,4 bis 0,6	Mittlere Korrelation
0,6 bis 0,8	Starke Korrelation
0,8 bis unter 1	Sehr starke Korrelation
1	Perfekte Korrelation

Die Zusammenhänge zwischen den ausgewählten Parametern werden in Tabellen dargestellt. Dabei werden zunächst der Pearson-Korrelationswert bzw. r -Wert und anschließend der p -Wert angegeben. Signifikante ($p < 0,05$) und hochsignifikante ($p < 0,01$) Werte werden mit * im jeweiligen Feld markiert.

6 Resultate (Anna Bürger und Julia Grimm)

6.1 Resultate posturales System (Anna Bürger)

In der folgenden Auswertung wurde die Strecke des Druckmittelpunkts (COPT) und die Bewegungsfläche (ROM) als Messparameter herangezogen und analysiert.

6.1.1 Center of Pressure Track (COPT)

6.1.1.1 Statische Messungen

Tab. 6: Vergleich der drei Messungen des statischen COPT [cm] mit offenen und geschlossenen Augen

Messung	COPT (stat., offen)			COPT (stat., geschlossen)		
	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	24,26	34,06	25,75	30,44	42,90	33,61
Median	22,55	31,85	24,60	28,50	35,40	30,45
Stw	6,581	11,48	6,277	8,634	17,41	16,59
Perzentil						
25	19,65	25,60	22,02	25,80	31,15	26,55
50	22,55	31,85	24,60	28,50	35,40	30,45
75	28,10	37,97	27,02	33,02	49,65	36,45
p-Wert	0,000		0,000	0,002		0,033

Tab. 7: Vergleich der drei Messungen des statischen COPT mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen

Messung	COPT (stat., Schaumstoff, offen)			COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen)		
	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	49,41	51,09	45,28	89,30	100,57	83,96
Median	49,40	48,70	43,95	81,60	89,60	79,25
Stw	6,95	10,41	7,72	26,33	40,05	21,94
Perzentil						
25	43,76	44,92	40,10	65,80	70,00	68,45
50	49,40	48,70	43,95	81,60	89,60	79,25
75	53,70	54,87	51,12	110,82	111,10	93,25
p-Wert	1,00		0,018	0,390		0,080

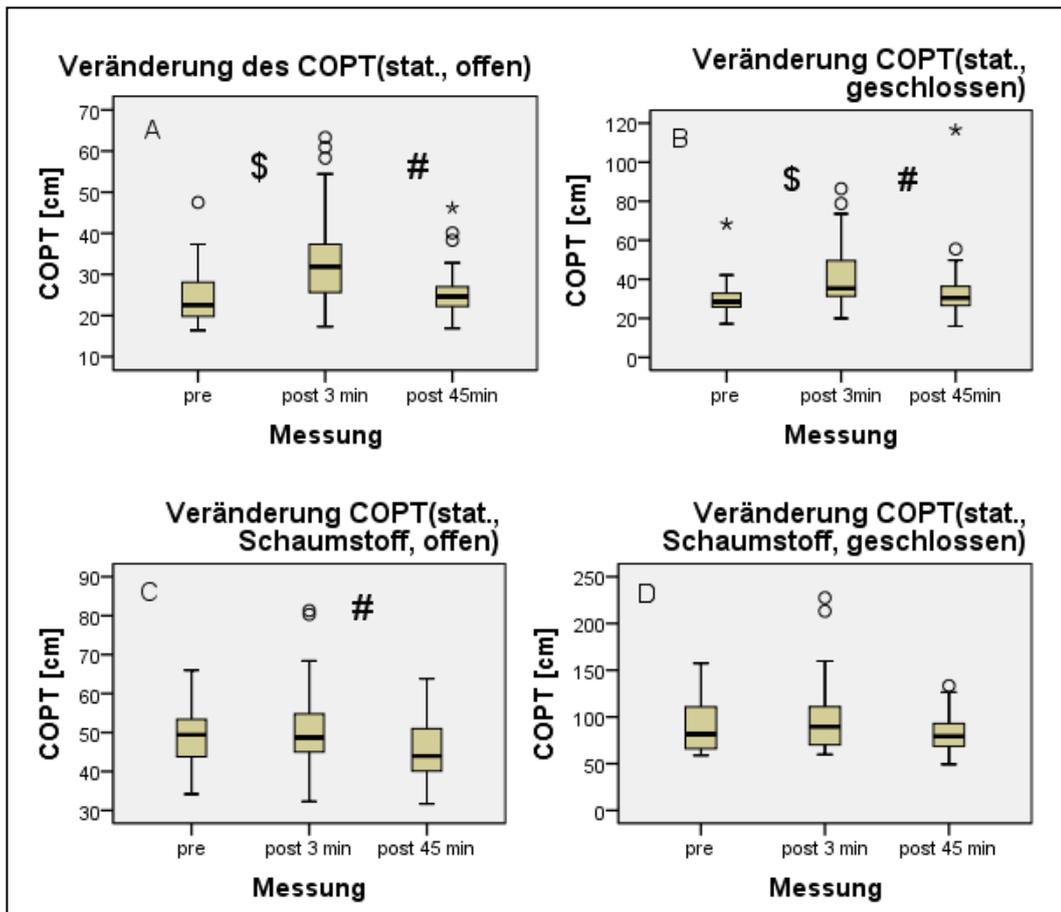


Abb. 66: Veränderung des statischen COPT (\$: signifikanter mit $p < 0,05$ bzw. hochsignifikanter mit $p < 0,01$ bzw. höchstsignifikanter mit $p < 0,001$ Unterschied zwischen Messung pre und Messung post 3 min; #: signifikanter mit $p < 0,05$ bzw. hochsignifikanter mit $p < 0,01$ bzw. höchstsignifikanter mit $p < 0,001$ Unterschied zwischen Messung post 3 min und Messung post 45 min)

Die Boxplots (Abb. 66) zeigen die Veränderungen des statischen Centre of Pressure Tracks zu den drei unterschiedlichen Messzeitpunkten. Messung pre steht dabei für den Untersuchungszeitpunkt vor der Belastung, Messung post 3 min steht für den Untersuchungszeitpunkt 3 Minuten nach der Belastung und Messung post 45 min steht für den Untersuchungszeitpunkt nach einer Regenerationsphase von 45 Minuten nach Beendigung der Kraftbeanspruchung. Signifikante, hochsignifikante oder höchstsignifikante Unterschiede zwischen Messung pre und post 3 min ($p < 0,05$; $p < 0,01$; $p < 0,001$) wurden mit dem \$-Zeichen gekennzeichnet. Auch zwischen Messung post 3 min und Messung post 45 min wurden signifikante, hochsignifikante oder höchstsignifikante

Unterschiede ($p < 0,05$; $p < 0,01$; $p < 0,001$) markiert mit dem #-Zeichen erkennbar gemacht. Ist keines der beiden Zeichen in den Boxplots zu finden, gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen den jeweiligen Messungen.

Aus dem Boxplot A für die Veränderung des COPT (stat., offen) geht hervor, dass es einen höchst signifikanten Unterschied zwischen Messung pre und Messung post 3 min gibt ($p < 0,001$). Ebenso verhält es sich zwischen Messung post 3 min und post 45 min ($p < 0,001$). Die Zeichen \$ und # zeigen die höchst signifikanten Unterschiede zwischen den jeweiligen Messungen an.

Die Messwerte des COPT (stat., geschlossen) zu den unterschiedlichen Messzeitpunkten werden auf dem Boxplot B veranschaulicht. Sie weisen einen hochsignifikanten Unterschied zwischen Messung pre und post 3min auf ($p < 0,01$). Dies wird in der Abb. 66, Boxplot B durch das \$-Zeichen deutlich. Zwischen Messung post 3min und post 45min ist ein signifikanter Unterschied erkennbar ($p < 0,05$), welcher in Abb. 66, Boxplot B durch das #-Zeichen gekennzeichnet ist. Hier geht hervor, dass der Wert zwischen Messung pre und post 3 min deutlich niedriger ist als der Wert zwischen post 3 min und post 45 min. Dies schließt auf einen größeren Unterschied zwischen den ersten beiden Messzeitpunkten.

Anhand des Boxplots C in Abb. 66 werden die Unterschiede des COPT (stat., Schaumstoff, offen) zu den verschiedenen Messzeitpunkten veranschaulicht. Die Messungen pre und post 3 min unterscheiden sich nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$). Messung post 3 min und post 45 min weisen jedoch einen signifikanten Unterschied auf ($p < 0,05$). Dieser Unterschied wird in Boxplot C in Abb. 66 durch das #-Zeichen gekennzeichnet.

Der statische Centre of Pressure Track mit Schaumstoffmatte und geschlossenen Augen ist auf dem Boxplot D dargestellt. Hier können keine signifikanten Unterschiede zwischen den Messzeitpunkten pre und post 3 min festgestellt werden ($p > 0,05$). Ebenso kann kein signifikanter Unterschied bezüglich der Messung post 3 min und Messung post 45 min des COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) erkannt werden.

6.1.1.2 Einfluss der Augen auf den statischen COPT

Werden die Mediane derselben Untergrundbeschaffenheit, also Veränderung COPT (stat., offen) und COPT (stat., geschlossen) (Tab. 6) bzw. COPT (stat., Schaumstoff, offen) und COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) (Tab. 7) einander gegenübergestellt, so wird dadurch der Einfluss der Augen deutlich. Der Median der pre Messung in statischer Position mit offenen Augen beträgt 22,55 cm, der Median derselben Messung mit geschlossenen Augen beträgt 28,5 cm (Tab. 6). Daraus ergibt sich eine Differenz von 5,95 cm. Um die unterschiedlichen Differenzen der verschiedenen Teilmessungen miteinander vergleichen zu können, betrachtet man den Wert bei offenen Augen als 100% und die Differenz der Werte mit offenen und geschlossenen Augen als prozentuellen Anteil. Dieser prozentuelle Anteil beträgt bei der pre Messung 26%. Somit erhöht sich der Median des COPT (stat., geschlossen) gegenüber dem COPT (stat., offen) um 26%. Der Median der post 3 min Messung beträgt 31,85 cm (stat., offen) und 35,4 cm (stat., geschlossen). Daraus resultiert eine Differenz von 2,55 cm und 8%. Den Ergebnissen zufolge erhöht sich der Median in der pre Messung um 26%, wohingegen der Median in der post 3 min Messung um 8% ansteigt.

Hinsichtlich der Teilmessung mit Schaumstoffauflage (Tab. 7) ergibt sich in der pre Messung eine Differenz von 32,2 cm, da der Median des COPT (stat., Schaumstoff, offen) 49,4 cm und der Median des COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) 81,6 cm beträgt. Daraus resultiert eine Erhöhung des Median COPT (stat., Schaumstoff, offen) gegenüber dem Median COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) von 65% in der pre Messung. Betrachtet man die Werte in der post 3 min Messung, so ergibt sich aus dem Median des COPT (stat., Schaumstoff, offen), der bei 48,7 cm liegt, und dem Median des COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen), der bei 89,6 cm liegt, eine Differenz von 40,9 cm. Umgerechnet wird in der post 3 min Messung ein Anstieg des Medianes des COPT (stat., Schaumstoff, offen) auf den Median des COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) von 84% erzielt. Demzufolge erhöht sich der Median des Centre of Pressure Tracks ausgehend von der statischen Messung mit Schaumstoffauflage und offenen Augen auf die statische Messung mit Schaumstoffauflage und

geschlossenen Augen in der pre Messung um 65% und in der post 3 min Messung um 84%.

6.1.1.3 Dynamische Messungen

Tab. 8: Vergleich der drei Messungen des dynamischen COPT mit offenen und geschlossenen Augen

Messung	COPT (dyn., offen)			COPT (dyn., geschlossen)		
	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	49,74	49,43	38,52	127,31	136,63	114,04
Median	45,05	43,80	34,60	111,90	113,25	89,35
Stw	23,04	20,63	12,84	73,098	78,62	60,14
Perzentil						
25	33,47	35,10	30,22	74,27	68,27	67,87
50	45,05	43,80	34,60	111,90	113,25	89,35
75	56,22	61,47	46,67	176,17	206,85	162,30
p-Wert	1,000		0,066	1,000		0,579

Tab. 9: Vergleich der drei Messungen des dynamischen COPT mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen

Messung	COPT (dyn., Schaumstoff, offen)			COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen)		
	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	57,26	57,84	51,47	130,59	148,90	134,31
Median	54,55	52,50	52,75	119,65	133,20	121,40
Stw	17,54	18,71	10,01	57,42	67,929	55,279
Perzentil						
25	46,12	48,57	43,37	96,45	100,85	95,20
50	54,55	52,50	52,75	119,65	133,20	121,40
75	60,65	60,47	56,17	146,95	184,30	168,75
p-Wert	1,000		0,304	0,676		0,989

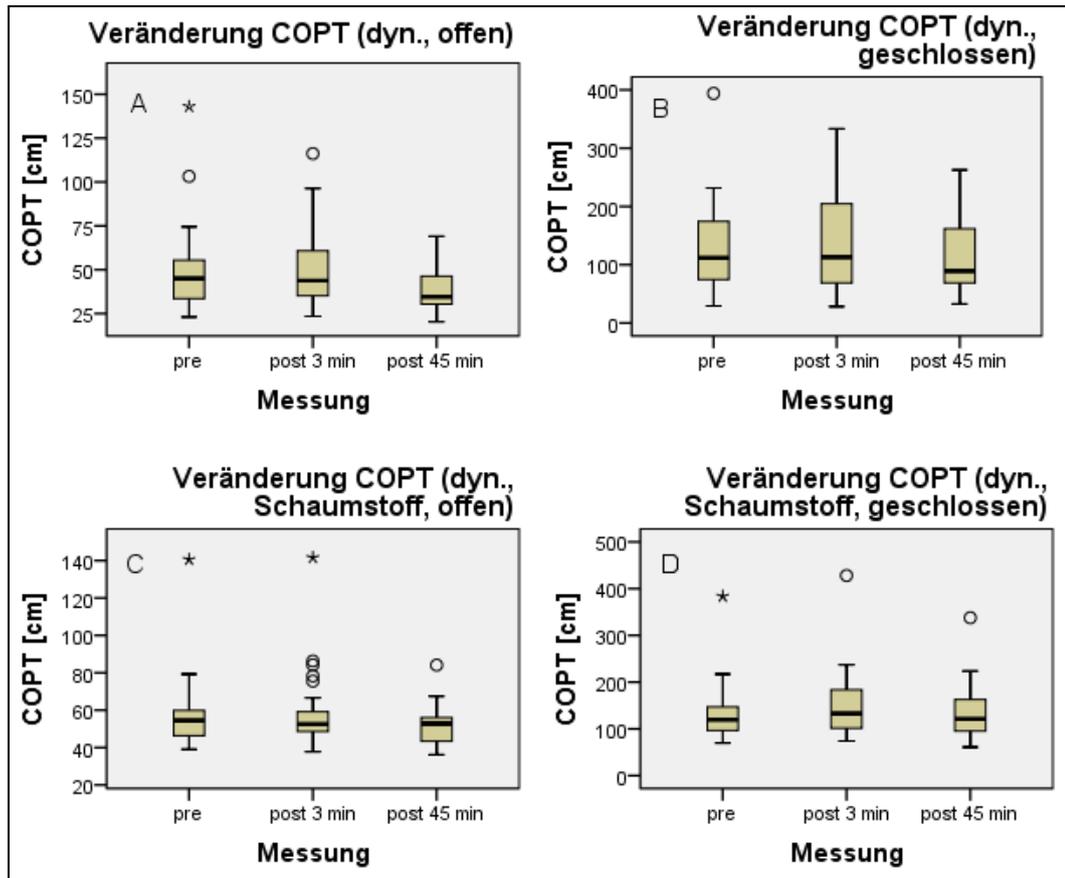


Abb. 67: Veränderung des dynamischen COPT

Anhand der oben angeführten Abbildung (Abb. 67) geht hervor, dass die Werte des Centre of Pressure Tracks in dynamischer Position keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Messzeitpunkten aufweisen ($p > 0,05$). Auf Grund dessen sind in den Boxplots (A, B, C, D) keine #- und \$-Zeichen zu finden.

6.1.1.4 Einfluss der Augen auf den dynamischen COPT

Um die Bedeutung der Augen auf hartem Untergrund in dynamischer Position ermitteln zu können, wird die Veränderung des COPT (dyn., offen) und des COPT (dyn., geschlossen) (Tab. 8) betrachtet. Durch den Vergleich des COPT (dyn., Schaumstoff, offen) und COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) (Tab. 9), wird die Rolle der Augen in dynamischer Position auf der Schaumstoffauflage ersichtlich. Der Median der pre Messung in dynamischer Position mit offenen Augen beträgt 45,05 cm. Mit geschlossenen Augen liegt der Median der gleichen

Messung bei 111,9 cm. Daraus resultiert eine Differenz von 66,85 cm, welche 148% ergibt. Damit erhöht sich der Median des COPT (dyn., geschlossen) gegenüber dem COPT (dyn., offen) um 148%. Der Median der post 3 min Messung liegt bei 43,8 cm des COPT (dyn., offen) und 113,25 cm des COPT (dyn., geschlossen). Es ergibt sich daraus eine Differenz von 69,45 cm bzw. 159%. Demnach erhöht sich der Median des dynamischen Centre of Pressure Tracks mit offenen Augen in der pre Messung durch das Schließen der Augen um 148 % und der Median in der post 3 min Messung um 159 %.

Betrachtet man die Teilmessung mit Schaumstoffauflage (Tab. 9), so ergibt sich in der pre Messung eine Differenz von 65,1 cm, da der Median des COPT (dyn., Schaumstoff, offen) einen Wert von 54,55 cm und der Median des COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) einen Wert von 119,65 cm erreicht. Es ergibt sich daraus ein Anstieg des Median COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) gegenüber den Median COPT (dyn., Schaumstoff, offen) von 119 % in der pre Messung. Werden die Werte in der post 3 min Messung analysiert, so lässt sich aus dem Median des COPT (dyn., Schaumstoff, offen) von 52,5 cm und dem Median des COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) von 133,2 cm, eine Differenz von 60,07 cm errechnen. Bezüglich der post 3 min Messung resultiert daraus ein Anstieg des Medianes des COPT (dyn., Schaumstoff, offen) auf den Median des COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) von 116 %. Demnach erhöht sich der Median des Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage durch das Schließen der Augen in der pre Messung um 119 % und in der post 3 min Messung, um 116 %.

6.1.1.5 Zusammenfassung COPT

Aus den oben angeführten Resultaten geht hervor, dass sich der COPT (stat., offen) sowohl zwischen Messzeitpunkt pre und post 3 min als auch zwischen Messzeitpunkt post 3 min und post 45 min höchst signifikant verändern ($p < 0,001$) und sich dadurch am deutlichsten voneinander unterscheiden. Ein weiterer signifikanter Unterschied kann in der Teilmessung stat., geschlossen erkannt werden. Messzeitpunkt pre unterscheidet sich hochsignifikant von Messzeitpunkt post 3 min ($p < 0,01$) und zwischen den beiden post Messzeitpunkten wird der Unterschied ebenfalls signifikant ($p < 0,05$). Hinsichtlich der Teilmessung des

COPT (stat., Schaumstoff, offen) ist ein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) zwischen dem Messzeitpunkt post 3 min und dem Messzeitpunkt post 45 min erkennbar. Beim COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) sowie allen dynamischen Teilmessungen des COPT sind keine signifikanten Unterschiede zu erkennen.

Durch das Ausbleiben visueller Information erhöht sich der Median des COPT (stat., offen) auf den COPT (stat., geschlossen) in der pre Messung um 26%, wohingegen der Median in der post 3 min Messung lediglich um 8% ansteigt. Unter Verwendung der Schaumstoffauflage steigt der Median des COPT (stat., Schaumstoff, offen) gegenüber dem COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) der pre Messung um 65% und bei der post 3 min Messung um 84 %. Bei den dynamischen Messungen, erhöht sich der Median des COPT (dyn., offen) gegenüber dem COPT (dyn., geschlossen) bei der pre Messung um 148 % und bei der post 3 min Messung um 159 %. Bei der pre Messung steigt der Median des COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) gegenüber dem COPT (dyn., Schaumstoff, offen) um 119% und um 116 % in der post 3 min Messung.

6.1.2 Range of Motion (ROM)

6.1.2.1 Statische Messungen

Tab. 10: Vergleich der drei Messungen des statischen ROM mit offenen und geschlossenen Augen

Messung	ROM (stat., offen)			ROM (stat., geschlossen)		
	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	0,50	0,91	0,71	0,71	1,56	1,23
Median	0,42	0,81	0,50	0,54	1,04	0,63
Stw	0,37	0,60	0,73	0,59	1,48	1,86
Perzentil						
25	0,23	0,45	0,37	0,38	0,56	0,42
50	0,42	0,81	0,50	0,55	1,04	0,63
75	0,60	1,22	0,84	0,85	2,10	1,22
p-Wert	0,014	0,470		0,043	0,986	

Tab. 11: Vergleich der drei Messungen des statischen ROM mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen

	ROM (stat., Schaumstoff, offen)			ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen)		
Messung	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	1,59	1,66	1,47	7,61	8,11	6,68
Median	1,52	1,39	1,45	6,46	6,75	5,60
Stw	0,757	0,95	0,67	4,49	5,04	3,97
Perzentil						
25	1,11	1,00	0,93	4,10	4,39	4,45
50	1,52	1,39	1,45	6,46	6,75	5,60
75	1,94	2,06	1,80	10,6	9,54	8,39
p-Wert	1,000		1,000	1,000		0,596

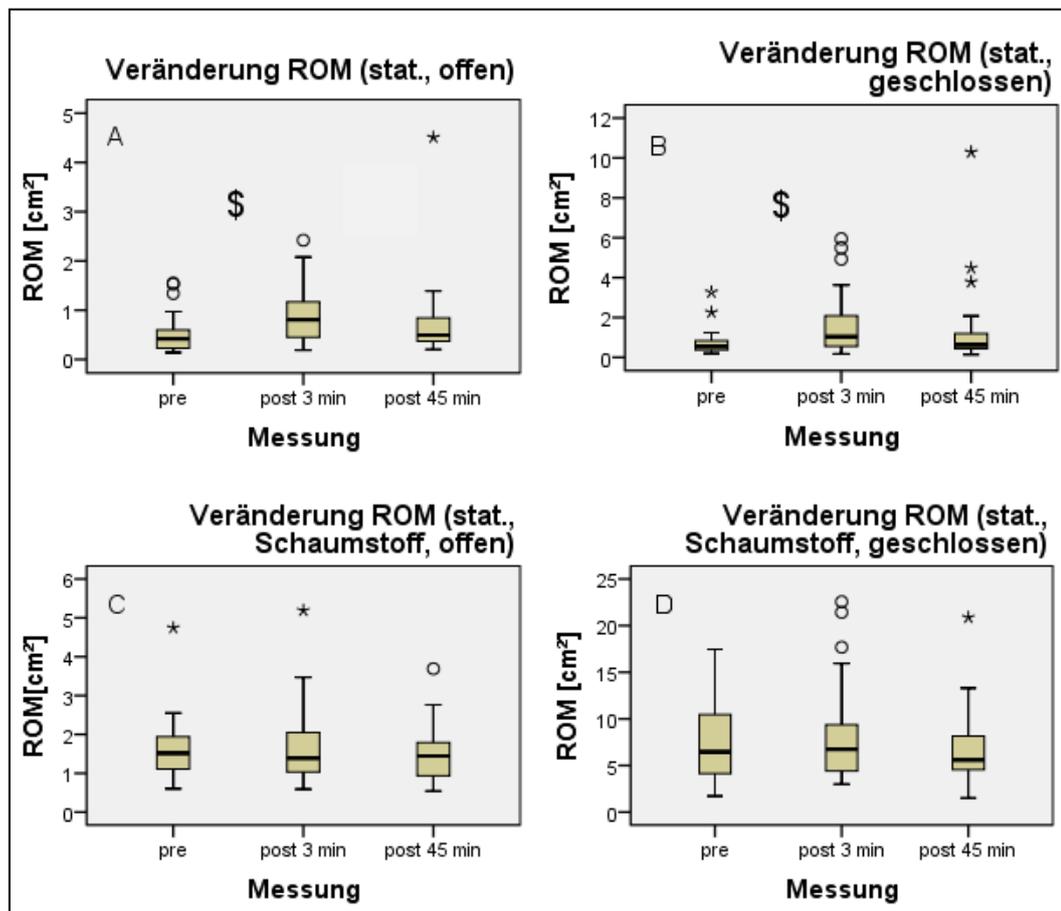


Abb. 68: Veränderung des statischen ROM (\$: signifikanter mit $p < 0,05$ bzw. hochsignifikanter mit $p < 0,01$ bzw. höchstsignifikanter mit $p < 0,001$ Unterschied zwischen Messung pre und Messung post 3 min)

Anhand des Boxplots A (Abb. 68) für die Veränderung des ROM (stat., offen), kann ein signifikanter Unterschied zwischen Messung pre und post 3 min erkannt werden ($p < 0,05$). Dieser Unterschied wird in Boxplot A durch ein \$-Zeichen gekennzeichnet. Messzeitpunkt post 3 min unterscheidet sich nicht signifikant ($p > 0,05$) von Messzeitpunkt post 45 min.

Auf dem Boxplot B für die Veränderung des ROM (stat., geschlossen) wird ein signifikanter Unterschied zwischen der pre Messung und der post 3 min Messung deutlich ($p < 0,05$). Diese Signifikanz wird im Boxplot B mit einem \$-Zeichen gekennzeichnet. Zwischen den post Messzeitpunkten des ROM (stat., geschlossen) kann kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Betrachtet man die Teilmessungen ROM (stat., Schaumstoff, offen), dargestellt im Boxplot C, sowie ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen), dargestellt im Boxplot D, so kann kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

6.1.2.2 Einfluss der Augen auf den statischen ROM

Um den Einfluss der Augen zu evaluieren, werden beim ROM genauso wie beim COPT die Mediane derselben Untergrundbeschaffenheit, also die Veränderung des ROM (stat., offen) und des ROM (stat., geschlossen) (Tab. 10) bzw. ROM (stat., Schaumstoff, offen) und ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) (Tab. 11) miteinander verglichen. Der Median des ROM der Messung pre in statischer Position mit offenen Augen liegt bei $0,42 \text{ cm}^2$, der Median derselben Messung mit geschlossenen Augen beträgt $0,54 \text{ cm}^2$ (Tab. 10). Daraus ergibt sich eine Differenz von $0,12 \text{ cm}^2$. Diese Differenz entspricht einem prozentuellen Anstieg von 29 %, wobei der Median des ROM mit offenen Augen als 100 % angesehen wird. Demnach steigt in der pre Messung der Median des ROM (stat., geschlossen) gegenüber dem ROM (stat., offen) um 29%. Bei der post 3 min Messung liegt der Median des ROM (stat., offen) bei $0,81 \text{ cm}^2$ und beim ROM (stat., geschlossen) bei $1,04 \text{ cm}^2$. Daraus lässt sich eine Differenz von $0,23 \text{ cm}^2$ errechnen. Diese Differenz veranschaulicht, dass durch das Schließen der Augen ein Anstieg des ROM (stat., geschlossen) gegenüber dem ROM (stat., offen) von 28% verursacht wird. Durch das Fehlen von visueller Information steigt demnach

der statische Range of Motion in der pre Messung um 29 % und in der post 3 min Messung um 28 %. Bezüglich der Teilmessung mit Schaumstoffauflage (Tab. 11), ergibt sich in der pre Messung eine Differenz von 4,94 cm², da der Median des ROM (stat., Schaumstoff, offen) bei 1,52 cm² und der Median des ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) bei 6,46 cm² liegt. Es folgt daraus ein Anstieg des Median des ROM (stat., Schaumstoff, offen) auf den Median des ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) von 325 % in der pre Messung. Hinsichtlich der Werte in der post 3 min Messung, beträgt der Median des ROM (stat., Schaumstoff, offen) 1,39 cm² und der Median des COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) 6,75 cm². Aus diesen Werten resultiert eine Differenz von 5,36 cm². Es wird folglich in der post 3 min Messung ein Anstieg des Medians des ROM (stat., Schaumstoff, offen) gegenüber dem Median des ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) von 386 % erzielt. Durch das Schließen der Augen steigt der Median des ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) gegenüber dem ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) bei der pre Messung um 325 % und bei der post 3 min Messung um 386%.

6.1.2.3 Dynamische Messungen

Tab. 12: Vergleich der drei Messungen des dynamischen ROM mit offenen und geschlossenen Augen

Messung	ROM (dyn., offen)			ROM (dyn., geschlossen)		
	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	2,00	1,99	1,56	15,50	16,46	14,42
Median	1,65	1,62	1,43	11,83	12,21	10,66
Stw	1,18	1,20	0,88	13,01	13,79	12,27
Perzentil						
25	1,39	1,23	1,09	5,54	5,64	5,06
50	1,65	1,63	1,43	11,83	12,21	10,66
75	2,24	2,49	1,97	21,42	26,23	20,53
p-Wert	1,000		0,317	1,000		1,000

Tab. 13: Vergleich der drei Messungen des dynamischen ROM mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen

	ROM (dyn., Schaumstoff, offen)			ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen)		
Messung	pre	post3min	post45min	pre	post3min	post45min
Mittelwert	2,15	2,17	1,85	16,92	20,89	17,37
Median	1,75	1,77	1,71	15,03	16,22	13,69
Stw	1,44	1,40	0,78	9,95	14,22	12,50
Perzentil						
25	1,25	1,28	1,38	8,95	9,88	10,55
50	1,75	1,77	1,70	15,03	16,22	13,69
75	2,57	2,81	2,24	21,57	30,10	19,10
p-Wert	1,000		0,848	0,598		0,752

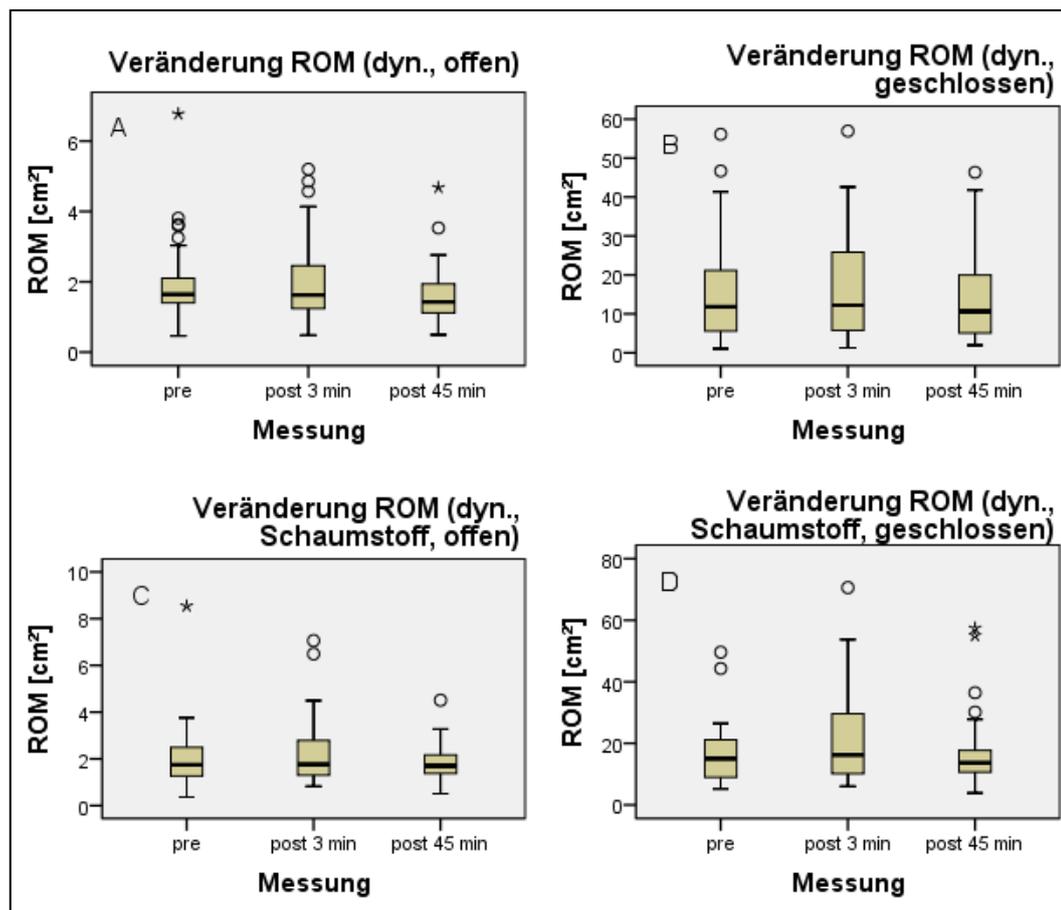


Abb. 69: Veränderung des dynamischen ROM

Innerhalb der dynamischen Messungen des Range of Motion sind in keiner Teilmessung signifikante Unterschiede hinsichtlich der Messzeitpunkte zu beobachten.

6.1.2.4 Einfluss der Augen auf den dynamischen ROM

Um die Bedeutung der Augen auf hartem Untergrund ermitteln zu können, wird die Veränderung des ROM (dyn., offen) gegenüber dem ROM (dyn., geschlossen) (Tab. 12) analysiert. Ein Vergleich des ROM (dyn., Schaumstoff, offen) und des ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) (Tab. 13) dient zur Evaluierung der Bedeutung der Augen in dynamischer Position unter Verwendung der Schaumstoffauflage. Der Median der pre Messung in dynamischer Position mit offenen Augen beträgt $1,65 \text{ cm}^2$, mit geschlossenen Augen liegt der Median der gleichen Messung bei $11,83 \text{ cm}^2$ (Tab. 12). Die daraus resultierende Differenz liegt bei $10,18 \text{ cm}^2$, wodurch ein Anstieg des Median beim ROM (dyn., geschlossen) gegenüber dem ROM (dyn., offen) von 617% erzielt wird. Der Median des ROM (dyn., offen) beträgt $1,62 \text{ cm}^2$ und beim ROM (dyn., geschlossen) $12,21 \text{ cm}^2$ bei der post 3 min Messung. Demnach ergibt sich eine Differenz von $10,59 \text{ cm}^2$ bzw. 654%. Zusammengefasst erhöht sich der Median in der pre Messung durch das Schließen der Augen um 617% und der Median in der post 3 min Messung um 654%.

Unter Verwendung der Schaumstoffauflage (Tab.13), ergibt sich in der pre Messung eine Differenz von $13,28 \text{ cm}^2$, da der Median des ROM (dyn., Schaumstoff, offen) $1,75 \text{ cm}^2$ und der Median des ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) $15,03 \text{ cm}^2$ beträgt. Somit steigt der Median des ROM (dyn., Schaumstoff, offen) gegenüber dem Median ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) um 759% in der pre Messung. Durch die Analyse der Werte der post 3 min Messung, lässt sich aus dem Median des ROM (dyn., Schaumstoff, offen) von $1,77 \text{ cm}^2$ und dem Median des ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) von $16,22 \text{ cm}^2$, auf eine Differenz von $14,45 \text{ cm}^2$ schließen. Hinsichtlich der post 3 min Messung wird demnach ein Anstieg des Median des ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) gegenüber des Median des ROM (dyn., Schaumstoff, offen) von 816% erzielt. Somit kann zusammengefasst werden, dass der Median

des Range of Motion in der pre Messung um 759% und in der post 3 min Messung um 816% steigt.

6.1.2.5 Zusammenfassung ROM

Zusammengefasst lässt sich sagen, dass sich die Teilmessung ROM (stat., offen) sowie die Teilmessung ROM (stat., geschlossen) zum Messzeitpunkt pre vom Messzeitpunkt post 3 min signifikant unterscheiden ($p < 0,05$). Wichtig ist hier zu betonen, dass diese Signifikanz nur zwischen Messzeitpunkt pre und Messzeitpunkt post 3 min gegeben ist. Betrachtet man die anderen Teilmessungen, ist sowohl im statischen als auch im dynamischen Bereich kein signifikanter Unterschied zu beobachten.

Betrachtet man den ROM in statischer Position ohne Schaumstoffauflage, so geht hervor, dass durch das Schließen der Augen der Median des ROM (stat., geschlossen) gegenüber dem ROM (stat., offen) um 29% in der pre Messung und um 28% in der post 3 min Messung ansteigt. Bezüglich der Teilmessung mit Schaumstoffauflage verändert sich der Median des ROM durch das Schließen der Augen bei der pre Messung um 325% und bei der post 3 min Messung um 386%. In der dynamischen Position ohne Schaumstoffauflage erhöht sich der Median des Range of Motion in der pre Messung durch das Fehlen von visueller Information um 617% und in der post 3 min Messung um 654%. Hinsichtlich der Teilmessung mit Schaumstoffauflage wird in der pre Messung ein Anstieg des Median des dynamischen Range of Motion durch das Schließen der Augen von 759% und bei der post 3 min Messung von 816 % erzielt.

6.2 Resultate muskuläre Ermüdung (Julia Grimm)

Die folgenden Ergebnisse wurden den Datensätzen von 36 Studienteilnehmern bzw. Studienteilnehmerinnen entnommen. Die Daten wurden zur Berechnung von Werten bezüglich der Maximalkraft, Arbeit und Leistung im Zuge der Sätze des Krafttrainings herangezogen. Die folgenden Tabellen und Balkendiagramme zeigen den Mittelwert, die Standardabweichung, den kleinsten und den maximalen Wert der untersuchten Daten. Die Zahlen wurden dabei auf eine

Dezimalstelle gerundet, um einen besseren Überblick zu behalten. Weiters zeigt immer die erste Tabelle bzw. erste Grafik die absoluten Werte, die tatsächlich erhoben wurden. Die nachfolgenden Tabellen und Balkendiagramme präsentieren die relativen Werte, wobei die absoluten Werte durch das Körpergewicht der Teilnehmenden dividiert wurden.

6.2.1 Kraft

Die ersten Tabellen und Grafiken repräsentieren die Werte bezüglich der Maximalkraft in den jeweiligen Sätzen und die Differenzen der Maximalkraft zwischen den einzelnen Sätzen.

Tab. 14: Absolute Maximalkraft [N] der Sätze 1, 2 und 3

Sätze	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Prozent
Satz 1	4071,8	1283,8	1654,0	7828,0	100%
Satz 2	3485,9	1161,6	1710,0	7321,0	86%
Satz 3	3002,9	760,2	1523,0	4776,0	74%

Tab. 15: Relative Maximalkraft [N] der Sätze 1, 2 und 3

Sätze	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Prozent
Satz 1	56,6	11,3	32,1	81,8	100%
Satz 2	48,7	11,3	33,1	71,6	86%
Satz 3	42,4	8,3	27,8	63,2	75%

Der Mittelwert der absoluten Maximalkraft im ersten Satz der 36 Teilnehmenden ist am höchsten mit einem Wert von 4071,8 Newton. Da dieser Wert die maximale Kraft der Probanden und Probandinnen darstellt, stellt dieser Wert 100% der Maximalkraft dar. Im zweiten Satz fällt der Wert auf eine durchschnittliche Maximalkraft von 3485,9 Newton, was 86% entspricht und sinkt weiter im dritten Satz auf 3002,9 Newton, was 74% darstellt. Dividiert man die absoluten Maximalkraftwerte durch das Gewicht des jeweiligen Probanden bzw. der jeweiligen Probandin erhält man einen Mittelwert von 56,6 Newton bezüglich der Maximalkraft im ersten Satz. Bei den relativen Werten verhält es sich, wie bei den absoluten Werten. Im zweiten Satz erreichten die

Teilnehmenden niedrigere Werte mit durchschnittlich 48,7 Newton und ebenfalls 86%. Im dritten Satz fällt die Maximalkraft weiter auf 42,4 Newton. Dieser Wert repräsentiert 75% der relativen Maximalkraft und ist somit um 1% höher als der Wert des dritten Satzes der absoluten Maximalkraft. Die Maximalkraft verringert sich somit um ein Viertel des Ausgangswertes bzw. um 25%.

Bis auf die niedrigsten Werte von Satz 1 auf Satz 2 sinken die Werte des Minimums und Maximums. Beim Minimum von Satz 1 zu Satz 2 steigen die Werte zunächst und fallen im dritten Satz unter den Wert des ersten Satzes.

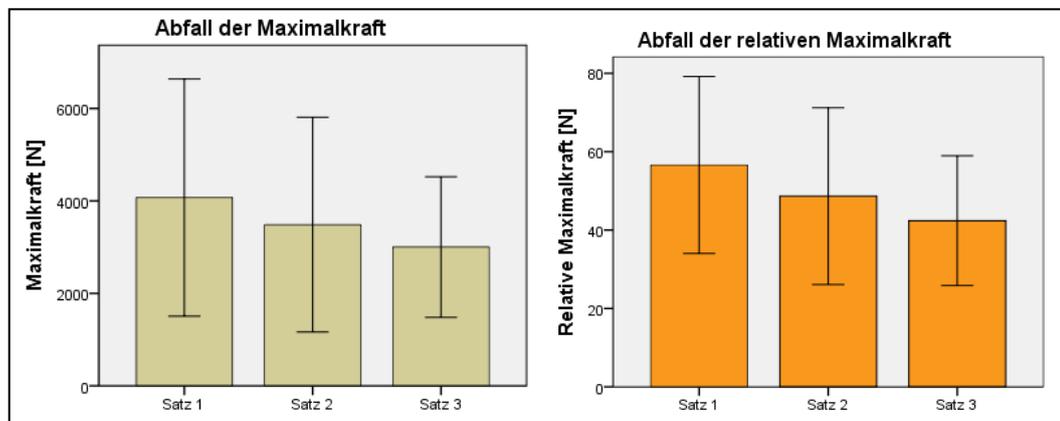


Abb. 70: Abfall der absoluten und relativen Maximalkraft

Um die angeführten Daten besser erfassen zu können, sollen diese Diagramme die Werte von Tab. 14 und Tab. 15 besser veranschaulichen. Es ist deutlich erkennbar, dass sowohl die absolute als auch die relative Maximalkraft von Satz 1 zu Satz 2 fällt. Ebenso verhält es sich mit den Mittelwerten von Satz 2 auf Satz 3, wie in der Abb. 70 erkennbar ist.

In diesem Zusammenhang stellt sich die Frage, ob die Differenzen zwischen Satz 1 und Satz 2 niedriger oder höher im Gegensatz zu den Unterschieden vom zweiten auf den dritten Satz sind. Im Folgenden werden diesbezüglich die notwendigen Daten präsentiert.

Tab. 16: Absolute Differenzen der Maximalkraft [N] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3

Satzdifferenzen	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Satz 1-2	585,9	518,3	-234,0	1568,0

Satz 2-3	483,0	741,2	-574,0	3428,0
----------	-------	-------	--------	--------

Tab. 17: relative Differenzen der Maximalkraft [N] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3

Satzdifferenzen	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Satz 1-2	8,0	7,1	-3,4	22,0
Satz 2-3	6,3	8,6	-8,8	32,3

Im Mittel sank die absolute Maximalkraft um 585,9 Newton und die relative um 8 Newton vom ersten auf den zweiten Satz. Geringer fällt der Unterschied zwischen dem zweiten und dritten Satz aus, da die Maximalkraft absolut um 483 Newton und relativ um 6,3 Newton sank. Vom zweiten auf den dritten Satz ist ein höherer maximaler Wert als von Satz 1 auf Satz 2 zu finden. Ebenso verhält sich mit dem Wert des Minimums.

6.2.2 Arbeit

Ein weiterer Parameter, der im Zuge dieser Studie untersucht wurde, ist die verrichtete Arbeit der Teilnehmenden.

Tab. 18: Absolute Arbeit [J] der Sätze 1, 2 und 3

Sätze	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Prozent
Gesamtarbeit	13.825,9	4175,5	6204,3	23.897,4	
Satz 1	5408,0	1882,2	2134,9	10.805,4	100%
Satz 2	4575,5	1426,5	2167,4	8089,2	85%
Satz 3	3842,5	999,5	1902,0	5881,3	71%

Tab. 19: Relative Arbeit [J] der Sätze 1, 2 und 3

Sätze	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Prozent
Gesamtarbeit	192,5	37,7	120,2	254,4	
Satz 1	74,7	16,8	41,4	103,1	100%
Satz 2	63,8	13,4	40,4	91,4	85%
Satz 3	54,0	10,4	36,1	76,6	72%

Im Gegensatz zur Maximalkraft, die immer ein Maximum einer bestimmten Aktivität bzw. Dauer erfasst, kann die verrichtete Arbeit jedes Satzes zu einer Gesamtarbeit zusammengefasst werden. Die absolute Gesamtarbeit der Probanden und Probandinnen lag im Mittel bei 13.825,9 Joule, die relative bei 192,5 Joule. Das absolute Minimum liegt bei 6204,3 Joule und das Maximum bei 23.897,4 Joule. Dividiert man das Maximum durch den Wert des Minimums erhält man einen Wert von 3,9. Das Maximum ist somit beinahe viermal so groß, wie das Minimum. Nimmt man jedoch die Werte der relativen Arbeit, nämlich 254,4 Joule für das Maximum und 120,2 Joule für das Minimum relativiert sich dieser Unterschied. 254,4 Joule dividiert durch 120,2 Joule ergibt 2,1. Somit ist der höchste Wert der relativen Gesamtarbeit ungefähr doppelt so hoch, wie der niedrigste Wert.

Die Differenz der Gesamtarbeit zwischen dem niedrigsten und dem höchsten Wert lassen daher aufgrund des äußerst ausgeprägten Unterschieds auf den ersten Blick eine sehr heterogene Probanden- und Probandinnengruppe vermuten. Nimmt man jedoch die relativen Werte zur Hand, schmälert sich der Unterschied um knapp die Hälfte. Bei den absoluten Zahlen ist der Wert des Maximums fast vier Mal so hoch, wie der des Minimums. Beim niedrigsten und höchsten Wert der relativen Gesamtarbeit ist der Unterschied lediglich doppelt so hoch. Man kann nach wie vor über eine heterogene Gruppe diskutieren, dennoch zeigt dieses Beispiel, wie wichtig es ist, sich die relativen Werte ebenso anzusehen, wie die absoluten.

Vom ersten zum zweiten Satz fällt die körperliche Arbeit der Testpersonen im Mittel um 15% und vom zweiten auf dritten um 28%.

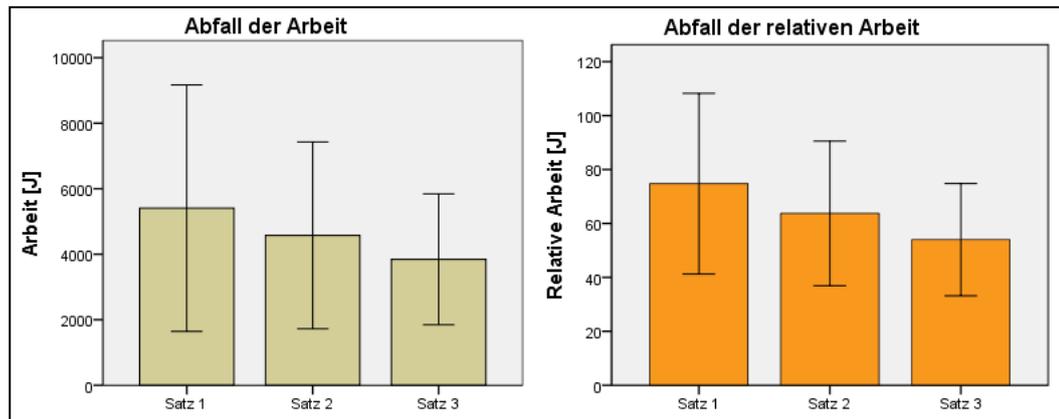


Abb. 71: Abfall der absoluten und relativen Arbeit

Die Balkendiagramme in Abb. 71 zeigen den Abfall der absoluten und der relativen Arbeit. Es ist deutlich erkennbar, dass die verrichtete Arbeit von Satz zu Satz fällt. Da die Diagramme keinen klaren Aufschluss über die Arbeitsunterschiede von einem Satz zum nächsten geben, werden die essentiellen Daten in den folgenden Tabellen aufgezeigt.

Tab. 20: absolute Differenzen der Arbeit [J] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3

Satzdifferenzen	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Satz 1-2	832,6	684,1	-454,7	2716,2
Satz 2-3	733,0	670,2	-381,6	3086,5

Tab. 21: Relative Differenzen der Arbeit [J] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3

Satzdifferenzen	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Satz 1-2	11,0	8,2	-7,9	26,3
Satz 2-3	9,8	7,6	-6,7	29,1

Die Differenz der absoluten Arbeit zwischen erstem und zweitem Satz ist mit 832,6 Joule höher als die zwischen dem zweiten und dritten Satz, welche einen Wert von 733 Joule aufweist. Die Unterschiede zwischen den Sätzen bei der relativen Arbeit verhalten sich mit 11 Joule zwischen dem ersten und zweiten Satz und 9,8 Joule zwischen dem zweiten und dritten ebenso. Die minimalen Werte von absoluter und relativer Arbeit gehen in den Minusbereich. Das Maximum zwischen dem zweiten und dritten Satz ist absolut mit 3086,5 Joule bzw. relativ mit 29,1 höher als jenes zwischen dem ersten und zweiten Satz.

6.2.3 Leistung

Der dritte Parameter, der im Zuge der Ausarbeitung der durchgeführten Studie untersucht wurde, ist die Leistung, die von den Teilnehmern und Teilnehmerinnen erbracht wurde.

Tab. 22: Absolute Leistung [W] der Sätze 1, 2 und 3

Sätze	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Prozent
Satz 1	202,8	63,1	84,3	389,0	100%
Satz 2	172,7	58,1	84,3	364,6	85%
Satz 3	148,5	37,5	75,3	237,0	73%

Tab. 23: Relative Leistung [W] der Sätze 1, 2 und 3

Sätze	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Prozent
Satz 1	2,8	0,6	1,6	4,1	100%
Satz 2	2,4	0,6	1,6	3,5	86%
Satz 3	2,1	0,4	1,4	3,1	75%

Wie in Tab. 22 und Tab. 23 zu erkennen ist, wurde die höchste Leistung im Durchschnitt im ersten Satz erbracht. Die Höchstleistung entspricht mit 202,8 Watt absoluter Leistung und 2,8 Watt relativer Leistung somit der erbrachten Leistung im ersten Satz. Diese Werte stellen 100% dar. Das Maximum sank sowohl bei absoluter als auch relativer Leistung von Satz zu Satz. Das Minimum zeigt beim absoluten Wert mit 84,3 Joule und beim relativen mit 1,6 Joule eine identische Zahl im ersten und zweiten Satz. Im dritten Satz sind in jeglicher Hinsicht die niedrigsten Werte zu finden. Die absolute Leistung sank um 27% und die relative um 25%.

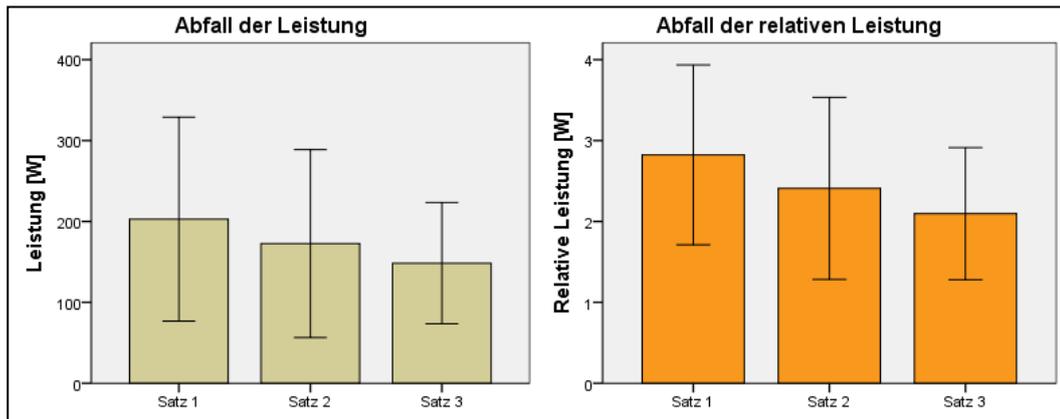


Abb. 72: Abfall der absoluten und relativen Leistung

Die Balkendiagramme in Abb. 72 zeigen einen klaren Abfall der absoluten und relativen Leistung von einem Satz zum nächsten. Bei genauer Betrachtung lassen sie bereits vermuten, dass die Differenz der Leistung zwischen erstem und zweitem Satz höher als zwischen Satz 2 und Satz 3 ist. Die folgenden Tabellen (Tab. 24 und Tab. 25) bezüglich der Differenz der absoluten und relativen Leistung konkretisieren diese Annahme.

Tab. 24: Absolute Differenzen der Leistung [W] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3

Satzdifferenzen	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Satz 1-2	30,2	24,1	0	80,6
Satz 2-3	24,2	37,1	-28,8	173,4

Tab. 25: Relative Differenzen der Leistung [W] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3

Satzdifferenzen	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Satz 1-2	0,4	0,3	0	1,1
Satz 2-3	0,3	0,4	-0,5	1,6

Die mittlere Differenz zwischen erstem und zweitem Satz ist mit 30,2 Watt absoluter und 0,4 Watt. Relativer Leistung höher, als die zwischen zweitem und drittem Satz. Ebenso wie bei den Werten der absoluten und relativen Arbeit zeigt das Maximum zwischen zweitem und drittem Satz den höchsten Wert. Obwohl die Standardabweichung zunimmt ist klar erkennbar, dass der Leistungsunterschied zwischen zweitem und drittem Satz geringer ist als

zwischen erstem und zweiten. Dies gilt sowohl für die Differenz der absoluten als auch der relativen Leistung.

Zusammenfassung

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass sich die Maximalkraft, die Arbeit und die Leistung von Satz zu Satz verringern. Dennoch sind einige Ausreißer zu finden. Diese sind an den negativen Werten bei den Differenztabellen zu erkennen, die in Tab. 16, Tab. 17, Tab. 20, Tab. 21, Tab. 24 und Tab. 25 aufscheinen. Sie lassen auf Ausreißer schließen, die im zweiten Satz eine höhere Maximalkraft bzw. mehr Arbeit bzw. eine höhere Leistung erbrachten. Jeder Teilnehmer und jede Teilnehmerin zeigt jedoch im dritten Satz die niedrigsten Werte. Diese befinden sich zwischen 70 und 76% bezüglich der 100% bzw. des höchsten Werts im ersten Satz der relativen und absoluten Maximalkraft, Arbeit und Leistung. Weiters ist anzumerken, dass die Werte der absoluten sowie der relativen Parameter vom ersten zum zweiten Satz im Durchschnitt wesentlich stärker fallen als jene von zweitem auf dritten.

6.3 Korrelationen der Kraftparameter mit Parameter der Haltungsstabilität und Haltungskontrolle (Julia Grimm)

Dieses Kapitel versucht die Frage zu beantworten, ob die Haltungsparameter Centre of Pressure Track (COPT) und Range of Motion (ROM) mit den Kraftparametern Maximalkraft, Gesamtarbeit, Leistung, Abfall der Maximalkraft, Abfall der Arbeit und Abfall der Leistung zusammenhängen. Dabei werden zuerst die statischen Messungen überprüft und im Anschluss die dynamischen. In der ersten Hälfte dieses Kapitels werden die Rohdaten der Haltungsparameter und die absoluten und relativen Werte der Kraftparameter zur Analyse herangezogen. Im zweiten Teil dieses Kapitels werden die genormten Haltungsparameter verwendet. Die Werte von COPT und ROM wurden dabei durch die Körpergröße der jeweiligen Probanden und Probandinnen dividiert bevor sie zur Überprüfung von Zusammenhängen herangezogen wurden.

6.3.1 Korrelationen statischer Messungen mit Kraftparametern

6.3.1.1 Korrelationen der nicht normierte Haltungparameter COPT und ROM

Tab. 26: Korrelationen von statischem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter

	COPT (stat., offen)	COPT (stat., geschlossen)	COPT (stat., Schaumstoff, offen)	COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft		*		
Pearson-Korr.	0,071	0,362	-0,038	0,338
p-Wert	0,690	0,036	0,832	0,050
Gesamtarbeit		*		
Pearson-Korr.	0,226	0,346	-0,068	0,320
p-Wert	0,198	0,045	0,704	0,065
Leistung		*		
Pearson-Korr.	0,072	0,364	-0,034	0,335
p-Wert	0,687	0,034	0,850	0,053
Abfall Maximalkraft		*		
Pearson-Korr.	-0,060	0,425	-0,005	0,256
p-Wert	0,735	0,012	0,980	0,145
Abfall Arbeit		*		*
Pearson-Korr.	0,328	0,374	-0,100	0,374
p-Wert	0,058	0,029	0,574	0,044
Abfall Leistung		*		
Pearson-Korr.	-0,057	0,424	-0,003	0,250
p-Wert	0,751	0,012	0,988	0,155

Tab. 26 zeigt, dass der statische Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffmatte und mit geschlossenen Augen mit allen Kraftparametern signifikant zusammenhängt ($p < 0,05$). Dabei weisen die Zusammenhänge zwischen dem COPT (stat., geschlossen) und der Maximalkraft ($r = 0,362$), der Gesamtarbeit ($r = 0,346$), der Leistung ($r = 0,364$) und dem Abfall der Arbeit ($r = 0,374$) eine schwache, positive Korrelation auf. Die Zusammenhänge zwischen COPT (stat., geschlossen) und dem Abfall der Maximalkraft ($r = 0,425$) sowie dem Abfall der Leistung ($r = 0,424$) zeigen eine mittlere, positive Korrelation. Der Centre of Pressure Track mit Schaumstoffmatte und geschlossenen Augen hängt signifikant

mit dem Abfall der Arbeit ($p < 0,05$) zusammen und weist eine schwache, positive Korrelation auf ($r = 0,374$).

Tab. 27: Korrelationen von statischem COPT mit relativen Werten der Kraftparameter

	COPT (stat., offen)	COPT (stat., geschlossen)	COPT (stat., Schaumstoff, offen)	COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen)
rel. Maximalkraft		*		
Pearson-Korr.	0,134	0,347	0,091	0,318
p-Wert	0,449	0,044	0,610	0,067
rel. Gesamtarbeit	*			
Pearson-Korr.	0,365	0,314	0,078	0,294
p-Wert	0,034	0,070	0,662	0,091
rel. Leistung		*		
Pearson-Korr.	0,072	0,351	0,095	0,314
p-Wert	0,687	0,042	0,592	0,071
rel. Abfall Maximalkraft		*		
Pearson-Korr.	0,065	0,417	0,006	0,221
p-Wert	0,713	0,014	0,972	0,209
rel. Abfall Arbeit		*		*
Pearson-Korr.	0,11	0,377	0,009	0,368
p-Wert	0,950	0,028	0,962	0,032
rel. Abfall Leistung		*		
Pearson-Korr.	-0,061	0,418	0,009	0,214
p-Wert	0,731	0,014	0,962	0,224

Ähnlich verhält es sich mit den relativen Werten der Kraftparameter. Wie in Tab. 27 zu erkennen ist, zeigt der statische Centre of Pressure Track mit geschlossenen Augen und ohne Schaumstoffmatte einen signifikanten Zusammenhang mit der relativen Maximalkraft, der relativen Leistung, dem relativen Abfall der Maximalkraft, dem relativen Abfall der Arbeit und dem relativen Abfall der Leistung, da sich jeder p-Wert unter dem Signifikanzniveau von 0,05 befindet. Der COPT (stat., geschlossen) korreliert mit der relativen Maximalkraft ($r = 0,347$), der Leistung ($r = 0,351$) und dem relativen Abfall der Arbeit ($r = 0,377$)

schwach positiv während er beim relativen Abfall der Maximalkraft ($r = 0,417$) sowie dem relativen Abfall der Leistung ($r = 0,418$) eine mittlere positive Korrelation aufweist. Weiters besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen dem statischen Centre of Pressure Track mit offenen Augen und der relativen Gesamtarbeit ($p < 0,05$) sowie zwischen dem Centre of Pressure Track mit Schaumstoffmatte mit geschlossenen Augen und dem relativen Abfall der Arbeit ($p < 0,05$). Beide Zusammenhänge korrelieren schwach miteinander ($r = 0,365$; $r = 0,368$).

Tab. 28: Korrelationen von statischem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter

	ROM (stat., offen)	ROM (stat., geschlossen)	ROM (stat., Schaumstoff, offen)	ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft		**	**	
Pearson-Korr.	0,334	0,543	0,683	0,114
p-Wert	0,053	0,001	0,000	0,521
Gesamtarbeit		**	**	
Pearson-Korr.	0,237	0,487	0,475	0,055
p-Wert	0,176	0,004	0,005	0,757
Leistung		**	**	
Pearson-Korr.	0,334	0,545	0,684	0,111
p-Wert	0,053	0,001	0,000	0,533
Abfall Maximalkraft		**	**	
Pearson-Korr.	0,259	0,607	0,727	0,156
p-Wert	0,140	0,000	0,000	0,378
Abfall Arbeit		**	**	
Pearson-Korr.	0,313	0,578	0,717	0,239
p-Wert	0,072	0,000	0,000	0,173
Abfall Leistung		**	**	
Pearson-Korr.	0,262	0,605	0,730	0,150
p-Wert	0,135	0,000	0,000	0,399

In Tab. 28 ist zu erkennen, dass der statische Range of Motion ohne Schaumstoffmatte und mit geschlossenen Augen mit der Maximalkraft, der Gesamtarbeit und der Leistung hochsignifikant ($p < 0,01$) und mit dem Abfall der Maximalkraft, dem Abfall der Arbeit sowie dem Abfall der Leistung höchst

signifikant zusammenhängt ($p < 0,01$). Die Maximalkraft ($r = 0,543$), die Gesamtarbeit ($r = 0,487$), die Leistung ($r = 0,545$) und der Abfall der Arbeit ($r = 0,578$) zeigen eine mittlere, positive Korrelation mit dem ROM (stat., geschlossen), während der Abfall der Maximalkraft ($r = 0,607$) und der Abfall der Leistung ($r = 0,605$) stark positiv mit dem ROM (stat., geschlossen) korrelieren.

Ähnlich verhält es sich mit dem statischen Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen. Dieser zeigt sogar einen höchst signifikanten Zusammenhang mit beinahe allen Kraftparametern ($p > 0,001$). Bis auf die mittlere, positive Korrelation zwischen ROM (stat., Schaumstoff, offen) und der Arbeit ($r = 0,475$) treten ausschließlich starke, positive Korrelationen auf ($0,60 < r < 0,80$).

Tab. 29: Korrelationen von statischem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter

	ROM (stat., offen)	ROM (stat., geschlossen)	ROM (stat., Schaumstoff, offen)	ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen)
rel. Maximalkraft		*	*	
Pearson-Korr.	0,294	0,367	0,410	0,061
p-Wert	0,091	0,033	0,016	0,730
rel. Gesamtarbeit				
Pearson-Korr.	0,118	0,270	0,097	-0,023
p-Wert	0,508	0,123	0,586	0,897
rel. Leistung		*	*	
Pearson-Korr.	0,294	0,371	0,412	0,056
p-Wert	0,092	0,031	0,015	0,751
rel. Abfall Maximalkraft		**	**	
Pearson-Korr.	0,222	0,524	0,602	0,122
p-Wert	0,207	0,001	0,000	0,498
rel. Abfall Arbeit		**	**	
Pearson-Korr.	0,281	0,493	0,594	0,248

p-Wert	0,108	0,003	0,000	0,158
rel. Abfall Leistung		**	**	
Pearson-Korr.	0,225	0,522	0,605	0,1114
p-Wert	0,201	0,002	0,000	0,520

Vergleicht man nun die statischen Werte des Range of Motion mit den relativen Kraftparametern, sinkt die Anzahl der hoch signifikanten Zusammenhänge (Tab. 29). Während die Zusammenhänge des ROM (stat., geschlossen) mit dem relativen Abfall der Maximalkraft, der Arbeit und der Leistung mit $p > 0,01$ hochsignifikant bleibt, sinken die p-Werte der relativen Maximalkraft ($p < 0,05$) und der relativen Leistung ($p < 0,05$). Weiters sinkt auch die Stärke der Korrelationen. Während bei zwei absoluten Werten eine starke Korrelation mit ROM (stat., geschlossen) herausgefunden werden konnte, sind bei den relativen Werten schwache, positive Korrelationen bei der relativen Maximalkraft ($r = 0,367$) sowie der relativen Leistung ($r = 0,371$) und mittlere, positive Korrelationen bei den relativen Abfällen der Kraftparameter ($0,40 < r < 0,60$) zu finden.

Ebenso verhält es sich mit den Zusammenhängen beim statischen Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen. Dieser zeigt einen signifikanten Zusammenhang mit der relativen Maximalkraft und der relativen Leistung ($p > 0,05$). Sie weisen eine mittlere, positive Korrelation mit dem ROM (stat., Schaumstoff, offen) auf ($r = 0,410$; $r = 0,412$). Der relative Abfall der Maximalkraft, Arbeit und Leistung zeigen einen hochsignifikanten Zusammenhang mit ROM (stat., Schaumstoff, offen) mit einem p-Wert unter 0,01. Der relative Abfall der Maximalkraft sowie der Leistung korrelieren stark positiv mit dem statischen Range of Motion mit Schaumstoff und offenen Augen ($0,594 < r < 0,605$), während der relative Abfall der Arbeit eine mittlere positive Korrelation aufweist ($r = 0,594$).

6.3.1.2 Korrelationen der normierten Haltungparameter COPT und ROM

Tab. 30: Korrelationen von statischem, normiertem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter

	norm. COPT (stat., offen)	norm. COPT (stat., geschlossen)	norm. COPT (stat., Schaumstoff, offen)	norm. COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft				
Pearson-Korr.	-0,030	0,267	-0,215	0,250
p-Wert	0,865	0,127	0,221	0,154
Gesamtarbeit				
Pearson-Korr.	0,112	0,236	-0,266	0,219
p-Wert	0,529	0,180	0,129	0,212
Leistung				
Pearson-Korr.	-0,029	0,271	-0,211	0,247
p-Wert	0,871	0,122	0,231	0,159
Abfall		*		
Maximalkraft				
Pearson-Korr.	-0,138	0,350	-0,146	0,184
p-Wert	0,436	0,042	0,410	0,298
Abfall Arbeit				
Pearson-Korr.	-0,096	0,285	-0,253	0,266
p-Wert	0,590	0,103	0,149	0,129
Abfall		*		
Leistung				
Pearson-Korr.	-0,135	0,350	-0,144	0,177
p-Wert	0,447	0,043	0,416	0,315

Der genormte, statische Centre of Pressure Track mit geschlossenen Augen zeigt als einzige Messung einen signifikanten Zusammenhang mit zwei absoluten Werten der Kraftparameter. Diese Parameter sind der Abfall der Maximalkraft und der Abfall der Leistung ($p < 0,05$). Beide Werte korrelieren positiv und schwach ($r = 0,350$) mit dem normierten COPT (stat., geschlossen).

Tab. 31: Korrelationen von statischem, normiertem COPT mit relativen Werten der Kraftparameter

	norm. COPT (stat., offen)	norm. COPT (stat., geschlossen)	norm. COPT (stat., Schaumstoff, offen)	norm. COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen)
rel. Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,109	0,323	0,011	0,293
p-Wert	0,540	0,063	0,949	0,092
rel. Gesamtarbeit				
Pearson-Korr.	0,328	0,273	-0,022	0,256
p-Wert	0,058	0,119	0,904	0,143
rel. Leistung				
Pearson-Korr.	0,110	0,327	0,016	0,289
p-Wert	0,537	0,059	0,928	0,098
rel. Abfall Maximalkraft		*		
Pearson-Korr.	-0,125	0,362	-0,108	0,166
p-Wert	0,480	0,035	0,542	0,347
rel. Abfall Arbeit				
Pearson-Korr.	-0,069	0,303	-0,226	0,301
p-Wert	0,696	0,082	0,199	0,084
rel. Abfall Leistung		*		
Pearson-Korr.	-0,121	0,363	-0,106	0,159
p-Wert	0,495	0,035	0,549	0,368

Vergleichbar mit den absoluten Werten fallen die Resultate bei den relativen Werten aus. Auch hier hängt der normierte COPT (stat., geschlossen) signifikant mit dem relativen Abfall der Maximalkraft und dem relativen Abfall der Leistung zusammen ($p < 0,05$). Ebenso korrelieren beide Werte schwach und positiv ($r = 0,362$; $r = 0,363$), wie in der Tab. 31 erkennbar ist.

Tab. 32: Korrelationen von statischem, normiertem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter

	norm. ROM (stat., offen)	norm. ROM (stat., geschlossen)	norm. ROM (stat., Schaumstoff, offen)	norm. ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft		**	**	
Pearson-Korr.	0,289	0,518	0,643	0,069
p-Wert	0,098	0,002	0,000	0,699
Gesamtarbeit		**	*	
Pearson-Korr.	0,183	0,457	0,416	0,004
p-Wert	0,300	0,007	0,014	0,984
Leistung		**	**	
Pearson-Korr.	0,289	0,520	0,644	0,66
p-Wert	0,098	0,002	0,000	0,712
Abfall Maximalkraft		**	**	
Pearson-Korr.	0,226	0,586	0,703	0,117
p-Wert	0,199	0,000	0,000	0,510
Abfall Arbeit		**	**	
Pearson-Korr.	0,271	0,550	0,682	0,194
p-Wert	0,121	0,001	0,000	0,272
Abfall Leistung		**	**	
Pearson-Korr.	0,229	0,584	0,706	0,110
p-Wert	0,193	0,000	0,000	0,534

Beim normierten, statischen Range of Motion mit geschlossenen Augen sind hochsignifikante Zusammenhänge mit allen Kraftwerten zu erkennen ($p < 0,01$), wobei die Werte des Abfalls der Maximalkraft und des Abfalls der Leistung einen p-Wert von unter 0,001 aufweisen. Alle Kraftparameter zeigen eine positive, mittlere Korrelation ($0,40 < r < 0,60$) mit dem normierten ROM (stat., geschlossen).

Ähnlich verhält es sich mit dem normierten Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen. Dieser zeigt sogar mit fünf aus sechs Kraftparametern höchst signifikante Zusammenhänge mit einem p-Wert unter 0,001. Lediglich der Zusammenhang mit der Gesamtarbeit weist einen signifikanten p-Wert von unter 0,05 auf. Diese zeigt eine mittlere, positive

Korrelation ($r = 0,416$) mit dem normierten ROM (stat., Schaumstoff, offen).
Ersichtlich in Tab. 32 korrelieren alle anderen absoluten Werten stark und positiv mit dem normierten, statischen Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen ($0,40 < r < 0,60$).

Tab. 33: Korrelationen von statischem, normiertem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter

	norm. ROM (stat., offen)	norm. ROM (stat., geschlossen)	norm. ROM (stat., Schaumstoff, offen)	norm. ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen)
rel. Maximalkraft		*	*	
Pearson-Korr.	0,282	0,366	0,398	0,047
p-Wert	0,106	0,033	0,020	0,790
rel. Gesamtarbeit				
Pearson-Korr.	0,094	0,262	0,058	-0,045
p-Wert	0,598	0,135	0,743	0,802
rel. Leistung		*	*	
Pearson-Korr.	0,282	0,369	0,399	0,042
p-Wert	0,107	0,032	0,019	0,912
rel. Abfall Maximalkraft		**	**	
Pearson-Korr.	0,201	0,511	0,588	0,092
p-Wert	0,255	0,002	0,000	0,604
rel. Abfall Arbeit		**	**	
Pearson-Korr.	0,248	0,471	0,567	0,210
p-Wert	0,157	0,005	0,000	0,233
rel. Abfall Leistung		**	**	
Pearson-Korr.	0,203	0,509	0,591	0,084
p-Wert	0,249	0,002	0,000	0,637

Vergleichbar mit der Analyse des normierten, statischen Range of Motion und den absoluten Kraftwerten sind die Zusammenhänge mit den relativen Werten. Der normierte, statische Range of Motion mit geschlossenen Augen hängt signifikant mit der relativen Maximalkraft und der relativen Leistung zusammen ($p < 0,05$),

dabei korrelieren sie schwach und positiv ($r = 0,366$; $r = 0,369$) miteinander. Die Werte des relativen Abfalls der Maximalkraft, Arbeit und Leistung zeigen eine mittlere, positive Korrelation ($0,40 < r < 0,60$) mit dem normierten ROM (stat., geschlossen).

Sehr ähnlich verhält es sich mit dem normierten, statischen Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen. Auch sind Parallelen zwischen den absoluten Kraftwerten aus Tabelle 32 und den relativen Kraftwerten aus Tabelle 33 bezüglich der Zusammenhänge mit dem normierten ROM (stat., Schaumstoff, offen) zu erkennen. Dieser hängt signifikant mit der relativen Maximalkraft und Leistung zusammen ($p < 0,05$), dabei korrelieren sie schwach und positiv miteinander ($r = 0,398$; $r = 0,399$). Mit dem relativen Abfall der Maximalkraft, Arbeit und Leistung hängt der normierte ROM (stat., Schaumstoff, offen) höchst signifikant zusammen ($p > 0,001$). Dabei zeigen sie eine mittlere positive Korrelation ($0,40 < r < 0,60$).

6.3.2 Korrelationen dynamischer Messungen mit Kraftparametern

6.3.2.1 Korrelationen der nicht normierten Haltungparameter COPT und ROM

Tab. 34: Korrelationen von dynamischem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter

	COPT (dyn., offen)	COPT (dyn., geschlossen)	COPT (dyn., Schaumstoff, offen)	COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft	**	**		*
Pearson-Korr.	0,478	0,503	0,265	0,387
p-Wert	0,004	0,002	0,131	0,029
Gesamtarbeit	**	**	*	*
Pearson-Korr.	0,562	0,629	0,362	0,539
p-Wert	0,001	0,000	0,035	0,001
Leistung	**	**		*
Pearson-Korr.	0,472	0,495	0,259	0,378
p-Wert	0,005	0,003	0,139	0,033
Abfall Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,240	0,253	0,029	0,134

p-Wert	0,172	0,149	0,869	0,465
Abfall Arbeit	*	**		*
Pearson-Korr.	0,417	0,483	0,250	0,410
p-Wert	0,014	0,004	0,154	0,020
Abfall Leistung				
Pearson-Korr.	0,235	0,246	0,021	0,124
p-Wert	0,180	0,161	0,905	0,499

Der dynamische Centre of Pressure Track weist einen hochsignifikanten Zusammenhang mit der Maximalkraft, der Gesamtarbeit und der Leistung auf. Alle p-Werte befinden sich unter dem Signifikanzniveau von 0,01. Weiters zeigen sie eine mittlere positive Korrelation mit dem COPT (dyn., offen) auf ($0,40 < r < 0,60$). Dieser zeigt auch einen signifikanten Zusammenhang mit dem Abfall der Arbeit ($p < 0,05$). Hierbei herrscht ebenfalls eine mittlere positive Korrelation ($r = 0,417$). Ähnlich verhält es sich mit dem dynamischen Centre of Pressure Track mit geschlossenen Augen. Dieser Parameter hängt hochsignifikant mit der Maximalkraft, der Gesamtarbeit, der Leistung und dem Abfall der Arbeit zusammen ($p < 0,01$). Die Maximalkraft, die Leistung und der Abfall der Arbeit zeigen eine mittlere positive Korrelation mit dem COPT (dyn., geschlossen) ($r = 0,503$; $r = 0,495$; $r = 0,483$), während die Gesamtarbeit stark positiv mit dem COPT (dyn., geschlossen) korreliert ($r = 0,629$). Weiters korreliert die Gesamtarbeit schwach positiv mit dem dynamischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoff und offenen Augen. Der COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) zeigt einen signifikanten Zusammenhang mit der Maximalkraft, der Gesamtarbeit, der Leistung und dem Abfall der Arbeit ($p < 0,05$). Dabei korreliert er schwach und positiv mit der Maximalkraft und der Leistung ($r = 0,387$; $r = 0,378$). Mit der Gesamtarbeit und dem Abfall der Arbeit hingegen zeigt der COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) eine mittlere positive Korrelation ($r = 0,539$; $r = 0,410$).

Tab. 35: Korrelationen von dynamischen COPT mit relativen Werten der Kraftparameter

	COPT (dyn., offen)	COPT (dyn., geschlossen)	COPT (dyn., Schaumstoff, offen)	COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
--	--------------------	--------------------------	---------------------------------	---------------------------------------

rel. Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,271	0,178	0,205	0,170
p-Wert	0,121	0,314	0,244	0,353
rel. Gesamtarbeit	*			*
Pearson-Korr.	0,372	0,318	0,328	0,369
p-Wert	0,030	0,067	0,058	0,038
rel. Leistung				
Pearson-Korr.	0,265	0,169	0,198	0,159
p-Wert	0,130	0,339	0,261	0,384
rel. Abfall Maximalkraft		*		
Pearson-Korr.	-0,065	0,417	0,006	0,221
p-Wert	0,713	0,014	0,972	0,209
rel. Abfall Arbeit				*
Pearson-Korr.	0,011	0,377	-0,091	0,368
p-Wert	0,950	0,028	0,611	0,032
rel. Abfall Leistung		*		
Pearson-Korr.	-0,061	0,418	0,009	0,214
p-Wert	0,731	0,014	0,962	0,224

Im Gegensatz zur Analyse der absoluten Werte aus Tab. 34 sind keine hochsignifikanten Zusammenhänge bei den relativen Werten zu erkennen. Signifikante Zusammenhänge bestehen zwischen dem dynamischen Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffmatte mit geschlossenen Augen und der relativen Gesamtarbeit ($p < 0,05$), zwischen dem dynamischen Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffmatte mit geschlossenen Augen und dem relativen Abfall der Maximalkraft ($p < 0,05$) sowie dem relativen Abfall der Leistung ($p > 0,05$) und zwischen dem dynamischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoffmatte mit geschlossenen Augen und der relativen Gesamtarbeit ($p < 0,05$) sowie dem relativen Abfall der Arbeit ($p < 0,05$). Dabei ergeben sich schwache positive Korrelationen zwischen dem COPT (dyn., offen) und der relativen Gesamtarbeit ($r = 0,372$), sowie dem COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) und der relativen Gesamtarbeit als auch dem relativen Abfall der Arbeit ($r = 0,369$; $r = 0,368$).

Tab. 36: Korrelationen von dynamischem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter

	ROM (dyn., offen)	ROM (dyn., geschlossen)	ROM (dyn., Schaumstoff, offen)	ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft	**	**	**	*
Pearson-Korr.	0,511	0,451	0,438	0,368
p-Wert	0,002	0,007	0,010	0,038
Gesamtarbeit	**	**	**	**
Pearson-Korr.	0,593	0,615	0,523	0,552
p-Wert	0,000	0,000	0,001	0,001
Leistung	**	**	*	*
Pearson-Korr.	0,506	0,444	0,432	0,361
p-Wert	0,002	0,009	0,011	0,042
Abfall Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,232	0,207	0,161	0,146
p-Wert	0,187	0,241	0,363	0,427
Abfall Arbeit	**	**	**	*
Pearson-Korr.	0,480	0,467	0,453	0,416
p-Wert	0,004	0,004	0,007	0,018
Abfall Leistung				
Pearson-Korr.	0,228	0,200	0,152	0,137
p-Wert	0,194	0,256	0,392	0,476

Der dynamische Range of Motion mit offenen Augen zeigt einen hochsignifikanten Zusammenhang mit der Maximalkraft, der Leistung und dem Abfall der Arbeit ($p < 0,01$), sowie einen höchst signifikanten Zusammenhang mit der Gesamtarbeit ($p < 0,001$). Alle Parameter zeigen eine mittlere positive Korrelation mit dem ROM (dyn., offen) ($0,40 < r < 0,60$). Ebenso verhält es sich mit dem dynamischen Range of Motion mit geschlossenen Augen, bis auf die Korrelation mit der Gesamtarbeit welche mit $r = 0,615$ eine stark positive ist.

Ähnliche Zusammenhänge sind auch beim Range of Motion mit Schaumstoffmatte mit offenen Augen sowie beim Range of Motion mit Schaumstoffmatte mit geschlossenen Augen zu verzeichnen. Der ROM (dyn., Schaumstoff, offen) zeigt einen hochsignifikanten Zusammenhang mit der Maximalkraft ($p = 0,01$) sowie dem Abfall der Arbeit ($p < 0,01$) und einen höchst

signifikanten mit der Gesamtarbeit ($p = 0,001$). Zwischen Leistung und ROM (dyn., Schaumstoff, offen) ist ein signifikanter Zusammenhang zu erkennen ($p < 0,05$). Alle Parameter zeigen eine mittlere positive Korrelation ($0,40 < r < 0,60$). Der ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) zeigt signifikante Zusammenhänge mit der Maximalkraft, der Leistung und dem Abfall der Arbeit ($p < 0,05$). Zwischen dem ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) und der Gesamtarbeit ist ein hochsignifikanter Zusammenhang zu erkennen ($p < 0,01$). Der ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) zeigt eine mittlere positive Korrelation mit der Gesamtarbeit ($r = 0,552$) und dem Abfall der Arbeit ($r = 0,416$). Mit der Maximalkraft und der Leistung korreliert der ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) nur schwach aber ebenfalls positiv.

Tab. 37: Korrelationen von dynamischem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter

	ROM (dyn., offen)	ROM (dyn., geschlossen)	ROM (dyn., Schaumstoff, offen)	ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
rel. Maximalkraft			*	
Pearson-Korr.	0,269	0,114	0,369	0,142
p-Wert	0,124	0,523	0,032	0,437
rel. Gesamtarbeit	*		**	*
Pearson-Korr.	0,358	0,303	0,459	0,388
p-Wert	0,038	0,081	0,006	0,028
rel. Leistung			*	
Pearson-Korr.	0,263	0,107	0,360	0,133
p-Wert	0,134	0,549	0,036	0,466
rel. Abfall Maximalkraft		**	**	
Pearson-Korr.	0,222	0,524	0,602	0,122
p-Wert	0,207	0,001	0,000	0,491
rel. Abfall Arbeit		**	**	
Pearson-Korr.	0,281	0,493	0,594	0,248
p-Wert	0,108	0,003	0,000	0,158
rel. Abfall Leistung		**	**	
Pearson-Korr.	0,225	0,522	0,605	0,114
p-Wert	0,201	0,002	0,000	0,520

Der dynamische Range of Motion mit offenen Augen zeigt einen signifikanten Zusammenhang mit der relativen Gesamtarbeit ($p < 0,05$). Sie korrelieren positiv und schwach miteinander ($r = 0,358$). Im Gegensatz dazu zeigt der dynamische Range of Motion mit geschlossenen Augen hochsignifikante Zusammenhänge mit dem relativen Abfall der Maximalkraft, Arbeit und Leistung ($p < 0,01$). Dabei sind mittlere positive Korrelationen zu erkennen ($0,40 < r < 0,60$).

Der dynamische Range of Motion mit Schaumstoffmatte mit offenen Augen verzeichnet die meisten signifikanten bzw. hochsignifikanten Zusammenhänge ($p < 0,05$ bzw. $p < 0,01$), wobei die Zusammenhänge zu den relativen Abfällen mit $p < 0,001$ eindeutig höchst signifikant sind und somit in jedem Fall für die Gesamtpopulation geltend gemacht werden können. Die relative Gesamtarbeit und der relative Abfall der Arbeit zeigen eine mittlere positive Korrelation ($r = 0,459$; $r = 0,594$) mit dem ROM (dyn., Schaumstoff, offen), während der relative Abfall der Maximalkraft und der der Leistung eine starke positive Korrelation aufweisen ($r = 0,602$; $r = 0,605$). Die relative Maximalkraft und die relative Leistung korrelieren nur schwach positiv mit dem ROM (dyn., Schaumstoff, offen) ($r = 0,369$; $r = 0,360$). Der dynamische Range of Motion mit Schaumstoffmatte und geschlossenen Augen zeigt lediglich einen signifikanten Zusammenhang mit der relativen Arbeit ($p < 0,05$). Diese beiden Parameter korrelieren schwach positiv miteinander ($r = 0,388$).

6.3.2.2 Korrelationen der normierten Haltungparameter COPT und ROM

Tab. 38: Korrelationen von dynamischem, normiertem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter

	norm. COPT (dyn., offen)	norm. COPT (dyn., geschlossen)	norm. COPT (dyn., Schaumstoff, offen)	norm. COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft	*	**		
Pearson-Korr.	0,432	0,477	0,177	0,334
p-Wert	0,011	0,004	0,315	0,061
Gesamtarbeit	**	**		**
Pearson-Korr.	0,512	0,600	0,263	0,484

p-Wert	0,002	0,000	0,132	0,005
Leistung	*	**		
Pearson-Korr.	0,427	0,427	0,173	0,326
p-Wert	0,012	0,012	0,329	0,069
Abfall Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,201	0,230	-0,037	0,090
p-Wert	0,254	0,191	0,834	0,625
Abfall Arbeit	*	**		*
Pearson-Korr.	0,378	0,464	0,172	0,367
p-Wert	0,027	0,006	0,330	0,039
Abfall Leistung				
Pearson-Korr.	0,196	0,223	-0,046	0,079
p-Wert	0,267	0,206	0,796	0,667

Der normierte, dynamische Centre of Pressure Track mit offenen Augen hängt mit der absoluten Maximalkraft, Leistung und dem Abfall der Arbeit signifikant ($p < 0,05$) und mit der absoluten Gesamtarbeit hochsignifikant ($p < 0,01$) zusammen. Er korreliert schwach und positiv mit dem absoluten Abfall der Arbeit ($r = 0,378$), zeigt jedoch bei den Werten der Maximalkraft, Gesamtarbeit und Leistung eine mittlere positive Korrelation ($0,40 < r < 0,60$).

Beim normierten, dynamischen Centre of Pressure Track mit geschlossenen Augen sind hochsignifikante Zusammenhänge mit der absoluten Maximalkraft ($p < 0,01$), der Leistung ($p < 0,01$) und dem Abfall der Arbeit ($p < 0,01$) zu erkennen, während er mit der Gesamtarbeit höchst signifikant zusammenhängt ($p < 0,001$). Der normierte COPT (dyn., geschlossen) korreliert stark positiv mit der Gesamtarbeit, zeigt jedoch bei allen anderen hochsignifikanten Werten eine mittlere positive Korrelation ($0,40 < r < 0,60$).

Der normierte, dynamische Centre of Pressure Track mit Schaumstoffmatte und geschlossenen Augen hängt signifikant mit dem Abfall der Arbeit ($p < 0,05$) und hochsignifikant mit der Gesamtarbeit ($p < 0,01$) zusammen. Dabei korreliert er schwach und positiv mit den absoluten Werten des Abfalls der Arbeit ($r = 0,367$) und zeigt eine mittlere positive Korrelation mit der absoluten Gesamtarbeit ($r = 0,484$).

Tab. 39: Korrelationen von dynamischem, normiertem COPT mit relativen Werten der Kraftparameter

	norm. COPT (dyn., offen)	norm. COPT (dyn., geschlossen)	norm. COPT (dyn., Schaumstoff, offen)	norm. COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
rel. Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,263	0,175	0,176	0,154
p-Wert	0,133	0,321	0,320	0,402
rel. Gesamtarbeit	*			*
Pearson-Korr.	0,358	0,311	0,287	0,350
p-Wert	0,038	0,073	0,100	0,049
rel. Leistung				
Pearson-Korr.	0,256	0,166	0,169	0,143
p-Wert	0,144	0,347	0,340	0,436
rel. Abfall Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,133	0,147	-0,66	0,027
p-Wert	0,454	0,406	0,711	0,884
rel. Abfall Arbeit	*	*		*
Pearson-Korr.	0,355	0,426	0,181	0,358
p-Wert	0,040	0,012	0,305	0,044
rel. Abfall Leistung				
Pearson-Korr.	0,127	0,140	-0,076	0,016
p-Wert	0,473	0,430	0,671	0,933

Der normierte, dynamische Centre of Pressure Track mit offenen Augen hängt signifikant mit der relativen Gesamtarbeit und dem relativen Abfall der Arbeit zusammen ($p < 0,05$), dabei zeigen sie eine schwach positive Korrelation ($r = 0,358$; $r = 0,355$). Beim normierten COPT (dyn., geschlossen) ist ebenfalls ein signifikanter Zusammenhang mit dem relativen Abfall der Arbeit erkennbar ($p < 0,05$). Sie zeigen eine mittlere, positive Korrelation ($r = 0,426$). Der normierte Centre of Pressure Track mit Schaumstoffmatte und geschlossen Augen hängt signifikant mit der relativen Gesamtarbeit und dem relativen Abfall der Arbeit

zusammen ($p < 0,05$). In beiden Fällen korrelieren die Werte schwach positiv miteinander ($r = 0,350$, $r = 0,358$).

Tab. 40: Korrelationen von dynamischem, normiertem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter

	norm. ROM (dyn., offen)	norm. ROM (dyn., geschlossen)	norm. ROM (dyn., Schaumstoff, offen)	norm. ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
Maximalkraft	**	**	*	
Pearson-Korr.	0,470	0,437	0,394	0,334
p-Wert	0,005	0,010	0,021	0,062
Gesamtarbeit	**	**	**	**
Pearson-Korr.	0,549	0,603	0,476	0,521
p-Wert	0,001	0,000	0,004	0,002
Leistung	**	*	*	
Pearson-Korr.	0,465	0,430	0,388	0,326
p-Wert	0,006	0,011	0,023	0,068
Abfall				
Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,196	0,195	0,124	0,113
p-Wert	0,268	0,270	0,486	0,538
Abfall Arbeit	**	**	*	*
Pearson-Korr.	0,444	0,460	0,410	0,387
p-Wert	0,008	0,006	0,016	0,029
Abfall				
Leistung				
Pearson-Korr.	0,191	0,187	0,114	0,103
p-Wert	0,279	0,289	0,522	0,575

Der normierte, dynamische Range of Motion mit offenen Augen hängt hochsignifikant mit den absoluten Werten der Maximalkraft, Gesamtarbeit, Leistung und des Abfalls der Arbeit zusammen ($p < 0,01$). Alle Werte zeigen eine mittlere, positive Korrelation ($0,40 < r < 0,60$) mit dem normierten ROM (dyn., offen). Ähnlich verhält es sich mit dem normierten, dynamischen Range of Motion mit geschlossenen Augen. Dieser hängt signifikant mit der absoluten Leistung ($p < 0,05$), hochsignifikant mit der Maximalkraft sowie dem Abfall der Arbeit ($p > 0,01$) und höchstsignifikant mit der Gesamtarbeit ($p > 0,001$) zusammen. Mit der Gesamtarbeit korreliert der normierte ROM (dyn.,

geschlossen) stark positiv, bei den anderen signifikanten bzw. hochsignifikanten Werten zeigt er eine mittlere, positive Korrelation ($0,40 < r < 0,60$).

Beim normierten, dynamischen Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen sind signifikante Zusammenhänge mit der absoluten Maximalkraft, Leistung und dem Abfall der Arbeit zu erkennen ($p < 0,05$). Ein hochsignifikanter Zusammenhang lässt sich mit der Gesamtarbeit finden ($p < 0,01$). Die Maximalkraft und die Leistung korrelieren schwach und positiv ($r = 0,394$; $r = 0,388$) mit dem normierten ROM (dyn., Schaumstoff, offen), während die Gesamtarbeit und der Abfall der Arbeit eine mittlere, positive Korrelation mit ihm zeigen ($r = 0,476$; $r = 0,410$).

Der normierte ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) hängt hochsignifikant mit der Gesamtarbeit ($p < 0,01$) und signifikant mit dem Abfall der Arbeit ($p < 0,05$) zusammen. Dabei lässt sich eine mittlere positive Korrelation zwischen der Gesamtarbeit und dem normierten ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) finden ($r = 0,521$) und eine schwache, positive mit dem Abfall der Arbeit ($0,387$).

Tab. 41: Korrelationen von dynamischem, normiertem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter

	norm. ROM (dyn., offen)	norm. ROM (dyn., geschlossen)	norm. ROM (dyn., Schaumstoff, offen)	norm. ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen)
rel. Maximalkraft			*	
Pearson-Korr.	0,259	0,112	0,356	0,134
p-Wert	0,139	0,0529	0,039	0,464
rel. Gesamtarbeit	*		**	*
Pearson-Korr.	0,347	0,303	0,443	0,386
p-Wert	0,044	0,082	0,009	0,029
rel. Leistung			*	
Pearson-Korr.	0,253	0,105	0,347	0,125

p-Wert	0,150	0,556	0,044	0,496
rel. Abfall Maximalkraft				
Pearson-Korr.	0,092	0,113	0,068	0,050
p-Wert	0,604	0,526	0,703	0,785
rel. Abfall Arbeit	*	*	*	*
Pearson-Korr.	0,387	0,418	0,396	0,375
p-Wert	0,024	0,014	0,020	0,035
rel. Abfall Leistung				
Pearson-Korr.	0,087	0,105	0,057	0,039
p-Wert	0,624	0,555	0,751	0,832

Der normierte, dynamische Range of Motion mit offenen Augen hängt signifikant mit der relativen Gesamtarbeit und dem relativen Abfall der Arbeit zusammen ($p < 0,05$). Die Werte der relativen Kraftparameter korrelieren dabei schwach positiv mit dem normierten ROM (dyn., offen) ($r = 0,347$; $r = 0,387$). Beim normierten, dynamischen Range of Motion mit geschlossenen Augen ist lediglich ein signifikanter Zusammenhang erkennbar, nämlich mit dem relativen Abfall der Arbeit ($p < 0,05$). Sie zeigen eine mittlere, positive Korrelation ($r = 0,418$).

Der normierte, dynamische Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen zeigt signifikante Zusammenhänge mit der relativen Maximalkraft, der relativen Leistung und dem relativen Abfall der Arbeit ($p < 0,05$). Diese Werte korrelieren schwach positiv miteinander ($0,20 < r < 0,40$). Mit der relativen Gesamtarbeit zeigt der normierte ROM (dyn., Schaumstoff, offen) hochsignifikante Ergebnisse ($p < 0,01$) und eine mittlere positive Korrelation ($r = 0,443$). Der normierte, dynamische Range of Motion mit Schaumstoffmatte und geschlossenen Augen hängt hingegen nur mit der relativen Gesamtarbeit und dem relativen Abfall der Arbeit zusammen ($p < 0,05$). Dabei ist eine mittlere, positive Korrelation zu erkennen ($r = 0,386$, $r = 0,375$).

6.3.3 Zusammenfassung der Korrelationen

Zur besseren Übersicht sind hier die markantesten Resultate der statischen Messungen zusammengefasst. Sowohl bei den absoluten (Tab. 26) als auch bei den relativen Kraftwerten (Tab. 27) scheint der statische Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffmatte und mit geschlossenen Augen eine besondere Rolle zu spielen, da er beinahe mit jedem Wert der Kraftparameter einen signifikanten Zusammenhang aufweist ($p < 0,05$). Vergleicht man die gleichen Parameter mit dem normierten, statischen Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffmatte und mit geschlossenen Augen, weisen nur noch die absoluten und relativen Werte des Abfalls der Maximalkraft und des Abfalls der Leistung eine Signifikanz auf ($p < 0,05$), wie in Tab. 30 und Tab. 31 erkennbar ist.

Beim statischen Range of Motion ist eine höhere Anzahl an signifikanten und erstmals hochsignifikanten und höchst signifikanten Zusammenhängen zu erkennen. Dies ist beim statischen Range of Motion mit geschlossenen Augen und ohne Schaumstoffmatte, sowie mit Schaumstoffmatte und offenen Augen zu erkennen ($p < 0,05$; $p < 0,01$; $p < 0,001$), wie in Tab. 28 und Tab. 29 nachzulesen ist. Dies setzt sich bei den genormten Werten des ROM (stat., geschlossen) und des ROM (stat., Schaumstoff, offen) fort (Tab. 32; Tab. 33). Auch hier hängen bis auf die relative Gesamtarbeit alle Werte der beiden Range of Motion mit den Parametern der Kraft signifikant und hochsignifikant zusammen ($p < 0,05$; $p < 0,01$).

Beinahe jeder Centre of Pressure Track der dynamischen Messungen zeigt hochsignifikante bzw. signifikante Zusammenhänge mit den absoluten Werten der Maximalkraft, Gesamtarbeit und Leistung ($p < 0,05$; $p < 0,01$; $p < 0,001$). Bei den Werten des Abfalls hängt lediglich der Abfall der Arbeit signifikant bzw. hochsignifikant mit Werten des Centre of Pressure Tracks zusammen ($p < 0,05$; $p < 0,01$), wie in Tab. 34 ersichtlich wird. Bei den Zusammenhängen zwischen den relativen Werten der Kraftparameter und dem dynamischen COPT (Tab. 35) sinkt die Stärke der Signifikanz und die Anzahl der signifikanten Werte auf fünf ($p < 0,05$). Bei den normierten Werten des dynamischen COPT verhält es sich sehr ähnlich bis auf die Zusammenhänge des Centre of Pressure Track mit

Schaumstoffmatte und offenen Augen. Dieser zeigt keine signifikanten Zusammenhänge mit einem der absoluten oder relativen Kraftparameter mehr ($p > 0,05$), wie in Tab. 38 und Tab. 39 zu sehen ist.

Wie Tab. 36 zeigt, hängen alle Werte des dynamischen Range of Motion signifikant bzw. hochsignifikant mit den absoluten Werten der Maximalkraft, Gesamtarbeit, Leistung und dem Abfall der Arbeit zusammen ($p < 0,05$; $p < 0,01$; $p < 0,001$). Bei den relativen Kraftwerten (Tab. 37) zeigt hingegen nur der dynamische Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen durchgehende Signifikanzen mit den Kraftparametern ($p < 0,05$; $p < 0,01$; $p < 0,001$). Interessanterweise hängen hier plötzlich der relative Abfall der Maximalkraft und der Leistung höchst signifikant mit dem ROM (dyn., Schaumstoff, offen) mit einem p-Wert unter 0,001 und mit dem ROM (dyn., geschlossen) hochsignifikant mit einem p-Wert unter 0,01 zusammen, wobei die Anzahl der Zusammenhänge generell sinkt (Tab. 37). Bei den normierten Werten des dynamischen Range of Motion mit den absoluten Werten der Kraftparameter verhält es sich ähnlich, wie beim nicht normierten Range of Motion und den absoluten Kraftwerten, bis auf den ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) der nur noch hochsignifikant ($p < 0,01$) mit der absoluten Gesamtarbeit und signifikant ($p < 0,05$) mit dem absoluten Abfall der Arbeit zusammenhängt (Tab. 40). Ähnlich, wie bei den relativen Werten und dem nicht normiertem Range of Motion, zeigt der norm. ROM (dyn., Schaumstoff, offen) die höchste Anzahl an signifikanten Zusammenhängen ($p < 0,05$), wobei er mit der relativen Gesamtarbeit hochsignifikant zusammenhängt ($p < 0,01$), wie Tab. 41 zeigt. Weiters fallen die Werte des relativen Abfalls der Arbeit auf, welche mit allen Werten den normierten, dynamischen Range of Motion signifikant ($p < 0,05$) zusammenhängt (Tab. 41).

Alle Werte, die signifikant oder hochsignifikant zusammenhängen, korrelieren schwach, mittel oder stark positiv miteinander ($0,20 < r < 0,08$). Das heißt, dass in diesen Fällen eine längere Strecke oder größere Fläche des Druckmittelpunkts mit einer höheren Maximalkraft, Gesamtarbeit, Leistung bzw. einem höheren Abfall der Maximalkraft, Abfall der Arbeit oder Abfall der Leistung einhergehen.

7 Diskussion (Anna Bürger und Julia Grimm)

7.1.1 Diskussion der Resultate des posturalen Systems (Anna Bürger und Julia Grimm)

Das Ziel dieser Diplomarbeit war es, herauszufinden, wie sich eine ermüdende Kraftleistung auf die Haltungsstabilität und Haltungskontrolle auswirkt. Die verwendeten Haltungparameter beschränkten sich dabei auf den Centre of Pressure Track (COPT bzw. COP) und den Range of Motion (ROM). Błaszczyk (2016) gibt bei dieser Auswahl zu bedenken, dass der COP stark vom individuellen Studiendesign abhängig ist und sehr sensibel auf Störungen, wie akustische Signale, reagiert. Jedoch muss erwähnt werden, dass Błaszczyk (2016) seine Untersuchungen auf einer Kraftmessplatte durchführte und nicht auf einer Sensorplatte, wie dies in dieser Studie der Fall war.

Die Ergebnisse, dieser Studie bestätigen die Erkenntnisse von Paillard (2012), Vuillerme, Nougier & Prieur (2001) und Mel'nikov, Savin, Emel'ianova & Vikulov (2012), dass ermüdende Übungen zu einer Erhöhung der posturalen Schwankung führen, wobei Mel'nikov, Savin, Emel'ianova & Vikulov (2012) von Haltungsstabilität und nicht von Haltungskontrolle oder posturaler Schwankung sprechen. Die Erhöhung der posturalen Schwankung äußerte sich in der vorliegenden Untersuchung in einem Anstieg des COPT und ROM unmittelbar nach der ermüdenden Kraftbeanspruchung. Da die Schwankungen unmittelbar nach der Belastung am höchsten waren, ist es möglich, dass der Anstieg der Werte durch die zeitliche Anordnung der Teilmessungen bedingt war. Während der Durchführung der Untersuchung wurde beobachtet, dass die Testpersonen unmittelbar nach der Belastung verstärkt atmeten, wobei sich dieser Zustand rapide in den ersten Minuten während der Messung post 3 min normalisierte. Auf Grund dessen lässt sich darauf schließen, dass die Hyperventilation einen erheblichen Anteil zu den posturalen Schwankungen beitrug. Die Erkenntnisse von Sakellari und Bronstein (1997) stützen diese Aussage, da sie behaupten, dass sich die Hyperventilation auf die posturale Kontrolle auswirkt. Durch die Hyperventilation nimmt der CO₂-Level ab, wodurch ein Anstieg des pH-Wertes

der Körperflüssigkeiten und im Gewebe verursacht wird. Es besteht der Verdacht, dass der Anstieg des pH-Wertes im Körper und die damit verbundenen vaskulären Veränderungen verantwortlich für die posturale Schwankung sind. Sakellari und Bronstein (1997) berichten zudem darüber, dass Hyperventilation keinen Einfluss auf die vestibulo-spinal Funktion ausübt, sondern die extra vestibuläre Ebene beeinflusst.

Einen weiteren Ansatz für die signifikanten Unterschiede des COPT und ROM, die ausschließlich in statischer Position stattfanden, liefern Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer (2012), da sie suggerieren, dass trotz der Beeinträchtigungen der statischen posturalen Kontrolle, sensomotorische Mechanismen bei gesunden Athleten, die für das Wiedererlangen der dynamischer Balance verantwortlich sind, intakt bleiben. Weiters führen sie (Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer, 2012) unterschiedliche Ergebnisse bezüglich der dynamischen Haltungskontrolle auf die verschiedenen Messungsarten zurück und verlangen nach einer standardisierten Messmethode für das Erfassen von Veränderungen der sensomotorischen Kontrolle während den dynamischen Gleichgewichtsanalysen.

Dickin & Doan (2008) weisen in ihrer Studie darauf hin, dass sowohl aufgrund lokaler als auch zentraler Muskelermüdung Beeinträchtigungen der posturalen Kontrolle eintraten. Im Gegensatz zu dieser Studie hält die innere Störung des Gleichgewichtssystems allerdings länger an. Sie (Dickin & Doan, 2008) geben an, dass Beeinträchtigungen sowohl 10 als auch 30 Minuten nach dem ermüdenden Krafttraining auftraten. Ein weiterer Widerstand tritt bezüglich des Unterschieds der statischen und dynamischen Teilmessungen auf. Während in dieser Studie ein deutlicher Unterschied zwischen den statischen und dynamischen Messungen bezüglich der Signifikanzen in der Messung 3 Minuten nach der ermüdenden Kraftbeanspruchung zu finden waren, sagen Dickin & Doan (2008), dass sie keinen aussagekräftigen Unterschied zwischen den Messungen auf stabilem Untergrund und denen auf beweglichen Untergrund herausgefunden haben. Es muss jedoch bedacht werden, dass bei Dickin & Doan (2008) die Gleichgewichtsmessungen im einbeinigen Stand durchgeführt wurden und es ist daher die Vergleichbarkeit der beiden Studien zu hinterfragen.

Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer (2012), Bizid, Margnes, François, Jully, Gonzalez, Dupui & Paillard (2009), Gauchard, Gangloff, Vouriot, Mallie & Perrin (2002), Lin, Nussbaum, Seol, Sing, Madigan & Wojcik (2009), Springer & Pincivero (2009), Vuillerme & Hinzty (2007) und Caron (2003) beziehen sich in ihren Studien auf die Haltungparameter der Schwankungsgeschwindigkeit, Geschwindigkeit des Centre of foot Pressure, die horizontale und sagittale Schwankung aufgrund zentraler und lokaler Ermüdung bei jungen, sportlich aktiven Personen und stellen dabei ebenfalls erhöhte Werte fest. Beim Motion of Centre of Gravity, der laut Caron (2003) als Parameter der Haltungsstabilität definiert wird, kann der Wissenschaftler keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) aufgrund muskulärer Ermüdung feststellen.

Weiters sollte anhand dieser Studie herausgefunden werden, inwieweit sich der Körper in einem Zeitraum von 45 Minuten regeneriert. Wie bereits erwähnt, regeneriert der Körper bezüglich der Atmung innerhalb weniger Minuten. Laut unterschiedlicher Literaturquellen ist die Dauer einer posturalen Störung relativ kurz und hält etwa 10 bis 20 Minuten an (Nardone et al., 1997,1998; Yaggie & Armstrong, 2004; Susco et al., 2004; Fox et al., 2008). Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer (2012) erklären in ihrer Studie sogar, dass die Beeinträchtigung des posturalen Systems lediglich 8 Minuten anhalten. Diese Aussagen lassen sich mit den Resultaten dieser Studie bestätigen, da sich die Dauer zwischen der Beendigung der Kraftbeanspruchung und der ersten dynamischen Messung auf ca. 8 Minuten belief. Addiert man zu den 4 ersten (statischen) Teilmessungen (insgesamt ca. 5 Minuten) die 3-minütige Pause zwischen der Beendigung des Krafttrainings und dem Beginn der Gleichgewichtsmessung, summiert sich diese Zeit auf ca. 8 Minuten. Innerhalb dieser Zeitspanne fanden sich ausschließlich die signifikanten Unterschiede des COPT und ROM ($p < 0,05$). Weiters werden die Aussagen durch die dritte Messung, welche 45 Minuten nach der ermüdenden Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten stattfand, bestätigt, da COPT und ROM weder in statischer noch in dynamischer Position signifikante Unterschiede zwischen Messung pre und Messung post 45 min aufwiesen (siehe Kapitel 6.1.). Daher kann davon

ausgegangen werden, dass sich der gesamte Organismus hinsichtlich der posturalen Schwankungen in der Zeit von 45 Minuten vollständig regeneriert.

Weiters untersuchte diese Diplomarbeit die Auswirkung des Ausbleibens visueller Information auf die statische und dynamische Haltungskontrolle. Es wurde herausgefunden, dass durch das Schließen der Augen die posturale Schwankung sowohl in statischer als auch in dynamischer Position anstieg (siehe Kapitel 6.1). Diese Ergebnisse werden durch Hafström, Fransson, Karlberg, Ledin und Magnusson (2002) und Vuillerme, Nougier & Prieur (2001) gestützt.

Zudem wurde versucht herauszufinden, ob die visuelle Wahrnehmung durch muskuläre Ermüdung zunehmend an Bedeutung gewinnt. Es stellt sich heraus, dass das Schließen der Augen bei bestimmten Teilmessungen, die drei Minuten nach dem Krafttraining stattfanden, an Relevanz gewinnt. Diese Resultate decken sich mit den Ergebnissen von Vuillerme, Nougier & Prieur (2001) und Vuillerme, Pinsault & Vaillant (2005), dass bis zu einem gewissen Grad das Augenlicht die muskuläre Ermüdung kompensiert. Diese Annahme wird durch die Aussage von Punakallio (2005) und Horak (2006), dass die Haltungskontrolle unter anderem durch das visuelle System gesteuert wird, gestärkt. Vuillerme, Burdet, Isableu & Demetz (2006) zeigen jedoch in ihrer Studie, dass sich die Zunahme der Verschiebung des Centre of foot Pressure aufgrund des Schließens der Augen im ermüdeten muskulären Zustand ähnlich wie im nicht ermüdeten Zustand verhält. Paillard (2012) erklärt dies mit seinem Ansatz, dass anfänglich Veränderungen kompensiert werden können, welche allerdings aufgrund einer ausgeprägten physiologische Störung zur Folge haben, dass die Kompensationsstrategien nicht mehr ausreichen und eine Verschlechterung der posturalen Kontrolle hervorrufen. Diese Annahme wird mit den Ergebnissen bzw. hohen Differenzen der Messungen des statischen COPT mit Schaumstoffauflage, des dynamischen COPT ohne Schaumstoffauflage, des statischen ROM mit Schaumstoffauflage, des dynamischen ROM ohne Schaumstoffauflage und des dynamischen ROM mit Schaumstoffauflage bestätigt (siehe Kapitel 6.1). Im Gegensatz dazu zeigen jedoch die Ergebnisse von Corbeil, Blouin, Bégin, Nougier & Teasdale (2003) und Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer (2012), dass sowohl mit offenen als auch mit geschlossenen Augen ähnliche Effekte auftreten, wobei bei Zech, Steib,

Hentschke, Eckhardt & Pfeifer (2012) dieses Phänomen nur bei der statischen posturalen Schwankung zu finden ist, die Geschwindigkeit der posturalen Schwankung war erheblich höher bei geschlossenen Augen. Auch die Ergebnisse der Studie von Vuillerme, Pinsault und Vaillant (2005) zeigen, dass die Verschiebung des Centre of foot pressure im ermüdeten muskulären Zustand bei geschlossenen Augen erhöht war und dieser Effekt bei einer Schaumstoffauflage verstärkt wurde. Dennoch verteidigen Corbeil, Blouin, Bégin, Nougier & Teasdale (2003) ihre Ergebnisse, indem sie argumentieren, dass die muskuläre Ermüdung den motorischen Output mehr beeinflusst als das sensorische System und Druck- bzw. taktile Sensoren für die Kompensation sorgen.

7.1.2 Diskussion der Resultate der Kraftwerte (Julia Grimm)

Die Resultate dieser Diplomarbeit bezüglich der analysierten Kraftwerte gehen mit den Ergebnissen von Filho, Gurjão, Ceccato, Gonçalves, Gallo und Gobbi (2013), Larson et al. (1997) und Robinson et al. (1995) einher, da ein eindeutiger Kraft-, Arbeits- und Leistungsabfall zwischen den Sätzen des ermüdenden Krafttrainings zu verzeichnen ist. Zusätzlich ist ein höherer Abfall zwischen dem ersten und zweiten Satz erkennbar, als vom zweiten auf den dritten. Hart, Ballaz, Robert, Pouliot, D’Arcy, Raison & Lemay (2014) und Lew & Qu (2014) bestätigen ebenfalls, dass muskuläre Ermüdung sowohl die Maximalkraft als auch die posturale Kontrolle beeinträchtigen und Hart, Ballaz, Robert, Pouliot, D’Arcy, Raison & Lemay (2014) ergänzen, dass muskuläre Ermüdung ein erhöhtes Sturzrisiko verbunden mit ernsthaften Verletzungen mit sich bringt.

Sowohl Dickin & Doan (2008) als auch Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer (2012) zeigen in ihren Studien daraufhin, dass es keinen Unterschied bezüglich der Art (konzentrisch oder konzentrisch und exzentrisch) oder dem Ort der Muskelermüdung in den unteren Extremitäten (Sprung- oder Kniegelenk isoliert, gesamte untere Extremität) gibt. Bezüglich der Kraftbeanspruchung geben sie (Dickin & Doan, 2008) zu bedenken, dass in ihrem Sprungprotokoll nicht überprüft wurde, ob beide Beine gleich beansprucht wurden und schlagen daher für weitere Studien einbeinige Sprünge zur Muskelermüdung vor.

7.1.3 Diskussion der Resultate der Korrelationen (Julia Grimm)

Wie bereits in Kapitel 4 erwähnt, gibt es nach Granacher und Gollhofer (2011) keine signifikanten positiven Korrelationen zwischen statischen bzw. dynamischen Parametern der Haltungskontrolle und der Muskelkraft. Ihre Ergebnisse gilt es aufgrund der Resultate dieser Studie zu hinterfragen. Im Zuge der Auswertung der Kraftparameter und der Parameter der Haltungskontrolle konnten durchaus zahlreiche signifikante und sogar hochsignifikante positive Korrelationen herausgefunden werden (siehe Kapitel 6.3). Der dynamische Range of Motion mit Schaumstoffmatte und mit offenen Augen ist hier als gutes Beispiel zu nennen, da er mit jedem relativiertem Kraftparameter signifikant bzw. hochsignifikant zusammenhängt und mittlere bzw. starke positive Korrelationen von $r = 0,360$ bis $r = 0,605$ aufzeigte. Auch der normierte, dynamische Range of Motion mit Schaumstoffmatte und offenen Augen zeigte signifikante ($p < 0,05$) und hochsignifikante ($p < 0,01$) Zusammenhänge mit beinahe allen relativen Werten der Kraftparameter.

Lew & Qu (2014) argumentieren, dass aufgrund ihrer Ergebnisse erhöhte Muskelkraft der unteren Extremitäten eine effektive Vorbeugung für Stürze sei. Hierbei muss jedoch differenziert werden, in welchem Ausmaß und unter welchen Voraussetzungen ein vorbeugendes Krafttraining stattfinden soll, da die Ergebnisse der vorliegende Studie zeigen, dass hohe Maximalkraft mit einer Erhöhung bestimmter Haltungparameter einhergeht und daher nicht zwingend förderlich für die Haltungskontrolle ist.

8 Resümee und Ausblick (Anna Bürger und Julia Grimm)

Die zweite Messung am Sensewave, die 3 Minuten nach der ermüdenden Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten am Isomed_2000 durchgeführt wurde, zeigt als einzige signifikante Unterschiede zu den Messung vor und 45 Minuten nach der Beanspruchung. Dabei ist zwischen den einzelnen Teilmessungen dieser Messung zu differenzieren. Die Werte des Centre of

Pressure Track und des Range of Motion der Teilmessungen, die der Kraftbeanspruchung zeitlich am nächsten lagen, weisen hochsignifikante und signifikante Unterschiede zu den anderen Messungen auf. Konkret stiegen die Werte des COPT (stat., offen), COPT (stat., geschlossen), COPT (stat., Schaumstoff, offen), ROM (stat., offen) und ROM (stat., geschlossen) signifikant an. Bei allen anderen Teilmessungen, die sich hauptsächlich am Ende der zweiten Messung befanden, sind keine signifikanten Unterschiede mehr zu erkennen. Auch zwischen erster und dritter Messung, die 45 Minuten nach der Belastung durchgeführt wurde, sind keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Centre of Pressure Track oder des Range of Motion zu erkennen. Daher kann davon ausgegangen werden, dass sich der menschliche Körper bezüglich des Gleichgewichts innerhalb einer Zeitspanne von 45 soweit regeneriert, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den posturalen Parametern COPT und ROM vor und nach der Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten festgestellt werden können.

Durch diese Diplomarbeit wurde auch herausgefunden, dass das Schließen der Augen sowohl im statischen als auch im dynamischen Bereich zu einer Erhöhung der posturalen Schwankung führt. Dies äußert sich in einem Anstieg des Median des COPT bzw. des ROM in allen Teilmessungen. Die genauen Werte werden in der Tab. 42 zusammengeführt. Auffallend ist in diesem Fall, dass sich der Einfluss der Augen bezüglich der verschiedenen Teilmessungen unterschiedlich stark äußert. So spielen beispielsweise visuelle Informationen des COPT auf hartem Grund die geringste Rolle. Durch die Schaumstoffauflage gewinnt die visuelle Wahrnehmung zunehmend an Bedeutung. Die größte Rolle spielt das visuelle System in der dynamischen Teilmessung auf hartem Untergrund. In dynamischer Position auf der Schaumstoffmatte verliert das Schließen der Augen wiederum an Bedeutung. Den ROM betreffend hat das Ausbleiben von visueller Information auf hartem Untergrund in statischer Position die geringste Bedeutung. Die Relevanz der visuellen Information nimmt beim ROM drastisch von Teilmessung zu Teilmessung zu und hat in dynamischer Position mit Schaumstoffauflage die größte Bedeutung.

Es stellt sich heraus, dass die visuelle Wahrnehmung durch muskuläre Ermüdung in bestimmten Teilmessungen an Bedeutung gewinnt. So zeigt der Unterschied der Differenz zwischen pre Messung und post 3 min Messung, inwieweit das visuelle System bedeutend ist. Die Werte der Differenzen des statischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage und geschlossenen Augen steigt gegenüber des statischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage und offenen Augen aufgrund der muskulären Ermüdung stark an. Ebenso verhält es sich bei den Messungen des dynamischen Centre of Pressure Track, dem statischen Range of Motion mit Schaumstoffauflage, dem dynamischen Range of Motion ohne Schaumstoffauflage und dem dynamischen Range of Motion mit Schaumstoffauflage (Tab. 42).

Tab. 42: Einfluss der visuellen Wahrnehmung auf den COPT und ROM

Posturale Parameter	Offene Augen	Geschlossene Augen	Differenz	Prozentueller Anteil
COPT (stat., pre)	22,55 cm	28,60 cm	5,95 cm	26%
COPT (stat., post 3 min)	31,85 cm	35,40 cm	2,55 cm	8%
COPT (stat., Schaumstoff, pre)	49,40 cm	81,60 cm	32,20 cm	65%
COPT (stat., Schaumstoff, post 3min)	48,70 cm	89,60 cm	40,90 cm	84%
COPT (dyn., pre)	45,05 cm	111,90 cm	66,85 cm	148%
COPT (dyn., post 3 min)	43,80 cm	113,25 cm	69,45 cm	159%
COPT (dyn., Schaumstoff, pre)	54,55 cm	119,65 cm	65,10 cm	119%
COPT (dyn., Schaumstoff, pre)	52,50 cm	133,20 cm	60,70 cm	116%
ROM(stat., pre)	0,42 cm ²	0,54 cm ²	0,12 cm ²	29%
ROM (stat., post 3 min)	0,81 cm ²	1,04 cm ²	0,23 cm ²	28%
ROM (stat., Schaumstoff, pre)	1,52 cm ²	6,46 cm ²	4,94 cm ²	325%
ROM (stat., Schaumstoff, post 3min)	1,39 cm ²	6,75 cm ²	5,36 cm ²	386%

ROM (dyn., pre)	1,65 cm ²	11,83 cm ²	10,18 cm ²	617%
ROM (dyn., post 3 min)	1,62 cm ²	12,21 cm ²	10,59 cm ²	654%
ROM (dyn., Schaumstoff, pre)	1,75 cm ²	15,03 cm ²	13,28 cm ²	759%
ROM (dyn., Schaumstoff, pre)	1,77 cm ²	16,22 cm ²	14,45 cm ²	816%

Weiters wurde deutlich, dass Maximalkraft, Arbeit und Leistung, obgleich absolut oder relativiert durch das Gewicht in kg der jeweiligen Testperson, von einem Satz zum nächsten sinken, wobei der Abfall vom ersten zum zweiten Satz höher als von zweitem auf dritten ist. Diese Parameter zeigen teilweise signifikante, hochsignifikante und höchstsignifikante Zusammenhänge mit den posturalen Parametern Centre of Pressure Track (COPT) und Range of Motion (ROM). Abhängig von normierten und nicht normierten bzw. absoluten und relativen Parametern verändern sich die Anzahl der signifikanten Zusammenhänge und die Stärke der Signifikanz, wie in Tab. 42 und Tab. 43 veranschaulicht wird. Jeder nicht normierte COPT bzw. ROM sowie normierte COPT bzw. ROM wurde dabei auf 48 Zusammenhänge mit den Kraftparametern geprüft.

Tab. 43: Signifikante Zusammenhänge zwischen dem Centre of Pressure Track und den Kraftparametern

Posturale Parameter	Anzahl Kraftparameter	Signifikanz
nicht normierter Centre of Pressure Track (COPT)		
COPT (stat., offen)	1 (relativ)	p < 0,05
COPT (stat., geschlossen)	6 (absolut) 5 (relativ)	p < 0,05 p < 0,05
COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen)	1 (absolut) 1 (relativ)	p < 0,05 p < 0,05
COPT (dyn., offen)	4 (absolut) 1 (relativ)	p < 0,01; p < 0,05 p < 0,05
COPT (dyn., geschlossen)	4 (absolut) 2 (relativ)	p < 0,01 p < 0,05
COPT (dyn., Schaumstoff, offen)	1 (absolut)	p < 0,05
COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen)	4 (absolut) 2 (relativ)	p < 0,05 p < 0,05
normierter Centre of Pressure Track (norm. COPT)		

norm. COPT (stat., geschlossen)	2 (absolut) 2 (relativ)	p < 0,05 p < 0,05
norm. COPT (dyn., offen)	4 (absolut) 2 (relativ)	p < 0,01; p < 0,05 p < 0,05
norm. COPT (dyn., geschlossen)	4 (absolut) 1 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01 p < 0,05
norm. COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen)	2 (absolut) 1 (relativ)	p < 0,01; p < 0,05 p < 0,05

Tab. 42 gibt einen Überblick über die zahlreichen Zusammenhänge zwischen den nicht normierten sowie normierten posturalen Parameter Centre of Pressure Track (COPT) und den absoluten sowie relativen Kraftparametern (Maximalkraft, Arbeit, Leistung, Abfall der Maximalkraft, Abfall der Arbeit, Abfall der Leistung). Bei genauerer Betrachtung lässt sich erkennen, dass 20 (aus 48 geprüften Zusammenhänge) signifikante bzw. hochsignifikante Zusammenhänge ($p < 0,01$; $p < 0,05$) des nicht normierten Centre of Pressure Track mit absoluten bzw. 12 mit relativen Kraftparametern festgestellt werden können. Der normierte Centre of Pressure Track zeigt 12 signifikante, hochsignifikante bzw. höchst signifikante Zusammenhänge ($p < 0,001$; $p < 0,01$; $p < 0,05$) mit den absoluten bzw. 6 mit den relativen Kraftwerten.

Tab. 44: Signifikante Zusammenhänge zwischen dem Range of Motion und den Kraftparametern

Posturale Parameter	Anzahl Kraftparameter	Signifikanz
nicht normierter Range of Motion (ROM)		
ROM (stat., geschlossen)	6 (absolut) 5 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01 p < 0,01; p < 0,05
ROM (stat., Schaumstoff, offen)	6 (absolut) 5 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01 p < 0,05
ROM (dyn., offen)	4 (absolut) 1 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01 p < 0,05
ROM (dyn., geschlossen)	4 (absolut) 3 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01 p < 0,01
ROM (dyn., Schaumstoff, offen)	4 (absolut) 6 (relativ)	p < 0,01; p < 0,05 p < 0,001; p < 0,01; p < 0,05
ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen)	4 (absolut) 1 (relativ)	p < 0,01; p < 0,05 p < 0,05

normierter Range of Motion (norm. ROM)		
norm. ROM (stat., geschlossen)	6 (absolut) 5 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01 p < 0,01; p < 0,05
norm. ROM (stat., Schaumstoff, offen)	6 (absolut) 5 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01, p < 0,05 p < 0,001; p < 0,01; p < 0,05
norm. ROM (dyn., offen)	4 (absolut) 2 (relativ)	p < 0,01 p < 0,05
norm. ROM (dyn., geschlossen)	4 (absolut) 1 (relativ)	p < 0,001; p < 0,01; p < 0,05 p < 0,05
norm. ROM (dyn., Schaumstoff, offen)	4 (absolut) 4 (relativ)	p < 0,01; p < 0,05 p < 0,01; p < 0,05
norm. ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen)	2 (absolut) 2 (relativ)	p < 0,01; p < 0,05 p < 0,05

Beim nicht normierten Range of Motion (ROM) können 28 signifikante, hochsignifikante bzw. höchst signifikante Zusammenhänge ($p < 0,001$; $p < 0,01$; $p < 0,05$) mit den absoluten bzw. 21 mit den relativen Kraftwerten festgehalten werden, wie in Tab. 43 ersichtlich wird. Der normierte Range of Motion (norm. ROM) zeigt hingegen 26 signifikante, hochsignifikante bzw. höchstsignifikante Zusammenhänge ($p < 0,001$; $p < 0,01$; $p < 0,05$) mit den absoluten und 19 mit den relativen Kraftwerten.

Warum sich diese Zusammenhänge ergeben bzw. wovon sie abhängig sind, konnte im Zuge dieser Studie nicht herausgefunden werden und bietet eine Grundlage für weitere Studien, die sich mit dem Zusammenhang zwischen menschlicher Muskelkraft und der Gleichgewichtsfähigkeit befassen. Ein weiterer Ansatzpunkt für anschließende Forschungen bietet die Frage, warum sich die signifikanten Unterschiede ausschließlich unter den Werten des statischen COPT und ROM befinden und nicht bei den dynamischen. Ein möglicher Ansatzpunkt wäre hier eine Änderung der Reihenfolge der Teilmessungen, indem die dynamischen den statischen Teilmessungen nach der Kraftbeanspruchung vorangehen.

9 Literatur

- Adleron, A. K. & Moritz, U. (2001). How does calf-muscle fatigue and age affect vibration perturbed one-legged stance. *Adv. Physiother.*, 3, 179-187.
- Ahonen, J., Lahtinen, T., Sandström, M. & Pogliani, G. (2003). *Sportmedizin & Trainingslehre*. (2. Aufl.). Stuttgart: Schattauer.
- Akademie-Sport-Gesundheit (2017, February 12). Zugriff unter <https://www.akademie-sport-gesundheit.de/lexikon/hennemannsches-groessenordnungsprinzip.html>
- Allen, D. G., Lamb, G. D. & Westerblad, H. (2008). Skeletal Muscle fatigue: Cellular mechanism. *Physiological Reviews*, 88, 287-332.
- Balestra, C., Duchateau, J. & Hainaut, K. (1992). Effects of fatigue on the stretch reflex in a human muscle. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 85, 46–52.
- Baloh, R. W., Spain, S., Socotch, T. M., Jacobson, K. & Bell, T. (1995). Posturography and balance problems in older people. *J. Am. Geriatri Soc.*, 43, 638-644.
- Bartels H. (2001). *Physiologie: Lehrbuch und Atlas*. München, Wien, Baltimore: Urban und Schwarzenberg.
- Bertram, A. M. & Laube, W. (2008). *Sensomotorische Koordination auf dem Kreisel*. Stuttgart: Thieme.
- Beurskens, R., Haeger, M., Kliegl, R., Roecker, K. & Granacher, U. (2016). Postural Control in Dual-Task Situations: Does Whole-Body Fatigue Matter? *PLoS One.*, 11(1), e0147392. doi:10.1371/journal.pone.0147392.
- Bielsalski, H. K., Bischoff, S. & Puchstein, C. (2010). *Ernährungsmedizin – Nach dem neuen Curriculum Ernährungsmedizin der Bundesärztekammer*. (4. Auflage). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Bisson, E. J., McEwen, D., Lajoie, Y. & Bilodeau, M. (2011). Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait Posture*, 33(1), 83-87.
- Bisson, J. E., Chopra, S., Azzi, E., Morgan, M. & Bilodeau, M. (2010). Acute effects of fatigue of the plantarflexor muscles on different postural tasks. *Gait and Posture*, 32, 482-486.
- Bizid, R., Jully, J. L., Gonzalez, G., François, Y., Dupui, P. & Paillard, T. (2009a). Effects of fatigue induced by neuromuscular adaptation electrical stimulation on postural control. *J. Sci. Med. Sport*, 12, 60-66.

- Bizid, R., Margnes, E., François, Y., Gonzalez, G., Jully, J. L., Dupui, P. & Paillard, T. (2009b). Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 106, 375-380.
- Błaszczyk, J. W. (2016). The use of force-plate posturography in the assessment of postural instability. *Gait & Posture*, 44, 1-6.
- Bohr, R. (2006). *Charakterisierung des Balanceverhaltens von Gesunden-, Hüft- und Kniepatienten auf dem Posturomed*. Dissertation, Medizinische Fakultät der Eberhart Karls Universität, Tübingen.
- Boyas, S., Hajj, M. & Bilodeau, M. (2013). Influence of ankle plantarflexor fatigue on postural sway, lower limb articular angles, and postural strategies during unipedal quiet standing. *Gait and Posture*, 37(4), 547-551.
- Boyas, S., Remaud, A., Bisson, E. J., Cadieux, S., Morel, B. & Bilodeau, M. (2011). Impairment in postural control is greater when ankle plantarflexors and dorsiflexors are fatigued simultaneously than when fatigued separately. *Gait and Posture*, 34, 254-259.
- Brosius, F. (2004). *SPSS 12*. Bonn: mitp-Verlag.
- Brosius, Felix. (2004). *SPSS 12: Das mitp-Standardwerk*. München: Redline.
- Bührle, M. (1985). Dimensionen des Kraftverhaltens und ihre spezifischen Trainingsmethoden. In Bührle, M. (Hrsg.), *Grundlagen des Maximal- und Schnellkrafttrainings* (S. 82-111). Schorndorf: Hofmann.
- Burdet, C. & Rougier, P. (2004). Effects of utmost fatigue on undisturbed upright stance control. *Sci. Sports*, 19, 308-316.
- Caron, O. (2003). Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. *Neurosci., Lett.*, 340, 83-86.
- Chaubet, V., Maitre, J., Cormery, B. & Paillard, T. (2012). Stimulated and voluntary fatiguing contractions of quadriceps femoris similarly disturb postural control in the bipedal stance. *European Journal of Applied Physiology.*, 112(5), 1881-1887.
- Chaudhry, H., Bukiet, B., Ji, Z. & Findley, T. (2011). Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods – A brief review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 15(1), 82-91.
- Chwilkowski C. (2006). *Medizinisches Koordinationstraining*. Köln: Deutscher Trainer Verlag.
- Clemson, L., Fiatarone Singh, M. A., Bundy, A., Cumming, R. G., Manollaras, K., O'Loughlin, P. & Black, D. (2012). Integration of balance and strength training into daily life activity to reduce rate of falls in older people (the

- LiFE study): randomised parallel trial. *BMJ.*, 345, e4547. doi:10.1136/bmj.e4547.
- Corbeil, P., Blouin, J. S., Bégin, F., Nougier, V. & Teasdale, N. (2003). Perturbation of the postural control system induced by muscle fatigue. *Gait Posture*, 18, 92-100.
- Davidson, B. S., Madigan, M. L., Nussbam, M. A. & Wojcik, L. A. (2009). Effects of localized muscle fatigue on recovery from postural perturbation without stepping. *Gait Posture*, 29, 552-557.
- Derave, W., de Clercq, D., Bouchkaert, J. & Pannier, J. L. (1998). The influence of exercise and dehydration on postural stability. *Ergonomics*, 41, 782-789.
- Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J. L. & DeClercq, D. (2002). Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *Int. J. Sports Med.*, 23, 44-49.
- Dickin, D. C. & Doan, J. B. (2008). Postural stability in altered and unaltered sensory environments following fatiguing exercise of lower extremity joints. *Scan. J. Med. Sci. Sports*, 18, 765-772.
- Dietz, V. (1992). Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol. Rev.*, 72, 33-69.
- Diemer, F. & Sutor, V. (2007). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Doyle, T. L., Newton, R. U. & Burnett, A. F. (2005). Reliability of Traditional and Fractal Dimension Measures of Quiet Stance Center of Pressure in Young, Healthy People. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(10), 2034-2040.
- El-Khoury, F., Cassou, B., Latouche, A., Aegerter, P., Charles, M. A. & Dargent-Molina, P. (2015). Effectiveness of two year balance training programme on prevention of fall induced injuries in at risk women aged 75-85 living in community: Ossébo randomised controlled trial. *BMJ.*, 351, h3830. doi:10.1136/bmj.h3830.
- Enoka, R. M. & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.*, 72, 1631-1648.
- Fahrmeir, L., Heumann, C., Künstler, R., Pigeot, I. & Tutz, G. (2016). *Statistik: Der Weg zur Datenanalyse*. (8. Auflage). Berlin: Springer Verlag.
- Fernie, G. R., Gryfe, C.I., Holliday, P. J., Llewellynn A. (1982). The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age Aging*, 11, 11-16.

- Filho, J. C. J., Gurjão, A. L. D., Ceccato, M., Gonçalves, R., Gallo, L. H. & Gobbi, S. (2013). Effects of different rest intervals between sets on muscle performance in the leg press exercise in untrained elderly women. *J. Sports Sci. Med.*, 12(1), 138-143.
- Fisher, S. T. (2010). *The intra-session and inter-session reliability of centre-of-pressure based measures of postural sway within a normal population*. Unitec Institute of Technology, Auckland.
- Fox, Z. G., Mihalik, J. P., Blackburn, J. T., Battagini, C. L. & Guskiewicz, K. M. (2008). Return of postural control to baseline after anaerobic and aerobic exercise protocols. *J. Athl. Train.*, 43, 456-463.
- Friedrich, W. (2007). *Optimales Sportwissen. Grundlagen der Sporttheorie und Sportpraxis*. (2., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage). Balingen: Spitta.
- Fritzpartick, R. & McCloskey, D. I. (1994). Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing humans. *J. Physiol.* 478, 173-186.
- Galley, P. M. & Forster, A. L. (1985). Balance. In: *Human Movement*. Sydney: Churchill and Livingstone.
- Gandevia, S. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, 81, 1725-1789.
- Gandevia, S. C., Allen, G. M., Butler, J. E. & Taylor, J. L. (1996). Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex. *J. Physiol.*, 490, 529-536.
- Gandevia, S. C., Enoka, R. M., Mc Comas, A. J., Stuart, D. G. & Thomas, C. K. (1995). Neurobiology of muscle fatigue. Advances and issues. In: Gandevia, S. C., Enoka, R. M., McComas, A. J., Stuart, D. G. & Thomas, C.K. (Eds.). *Fatigue: Neural and Muscular Mechanisms*. Plenum Press, New York, 515–525.
- Gauchard, G.C., Gangloff, P., Vouriot, A., Mallié, J. P. & Perrin, P. P. (2002). Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult human subjects. *Int. J. Neurosci.*, 112, 1191-1206.
- Gosselin, G., Rassoulain, H. & Brown, I. 2004. Effects of neck extensor muscle fatigue on balance. *Clin. Biomech.*, 19, 473-479.
- Granacher, U. & Gollhofer, A. (2011). Is there an association between variables of postural control and strength in adolescents. *J. Strength. Cond. Res.*, 25(6),1718-25.

- Granacher, U., Gollhofer, A. & Kriemler, S. (2010). Effects of balance training on postural sway, leg extensor strength, and jumping height in adolescents. *Res. Q. Exerc. Sport*, 81(3), 245-251.
- Gribble, P. A. & Hertel, J. (2004a). Effects of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 14, 641-646.
- Grosser, M., Ehlenz, H., Griebel, R & Zimmermann, E. (1994). *Richtig Muskeltraining*. Zürich: BLV Sportpraxis Top.
- Grosser, M., Starischka, S. & Zimmermann, E. (2012). *Das neue Konditionstraining: Grundlagen, Methoden, Leistungssteuerung, Übungen, Trainingsprogramme*. (11. neu bearb. Aufl.). München: BLV Buchverlag.
- Hafström, A., Fransson, P. A., Karlberg, M., Ledin, T. & Magnusson, M. (2002). Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngologica*, 122(4), 392-397.
- Hain, T. C. (2016, August 1). Dizziness and Hearing. [Bericht]. Zugriff am 12. Dezember 2016 unter <http://www.dizziness-and-balance.com/index.html>
- Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R. & McCrory, J. L. (2005). Effects of ankle fatigue models on the duration of postural control dysfunction. *J. Athl. Train.*, 40, 191-196.
- Hart, R., Ballaz, L., Robert, M., Pouliot, A., D'Arcy, S., Raison, M. & Lemay, M. (2014). Impact of exercise-induced fatigue on the strength, postural control, and gait of children with a neuromuscular disease. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 93(8), 649-655.
- Hausmann, J. (2010). *Beeinflussungstendenzen bei Kopfnoten: Welche Faktoren fließen in die Noten unserer Kinder ein*. Hamburg: Diplomica Verlag.
- Hausmann, J. (2010). *Beeinflussungstendenzen bei Kopfnoten: Welche Faktoren fließen in die Noten unserer Kinder ein*. Hamburg: Diplomica Verlag GmbH.
- Hill, M. W., Higgins, M. F. & Price, M. J. (2016). The effect of high-intensity cycling training on postural sway during standing under rested and fatigued conditions in healthy young adults. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 116(10), 1965-1974.
- Hirtz, P. (1985). *Koordinative Fähigkeiten im Schulsport*. Berlin: Volk und Wissen.
- Hirtz, P., Hotz, A. & Ludwig, G. (2000). *Bewegungskompetenzen Gleichgewicht*. Schorndorf: Hofmann.

- Hlavackova, P. & Vuillerme, N. (2012). Do somatosensory conditions from the foot and ankle affect postural responses to plantar-flexor muscles fatigue during bipedal quiet stance? *Gait Posture*, 36(1), 16-19.
- Hlavackova, P., Pradon, D. & Vuillerme, N. (2012). Control of bipedal posture following localised muscle fatigue of the plantar-flexors and finger-flexors. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 112(2), 789-93.
- Hoffman, M. D., Gilson, P. M., Westenburg, T. M. & Spencer, W. A. (1992). Biathlon shooting performance after exercise of different intensities. *Int. J. Sports. Med.*, 13, 270-273.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neutral control of balance to prevent falls?. *Age Ageing*, 35, (suppl 2), ii7-ii11.
- Huber, M. (2016, December 14). *Posturale Kontrolle*. [Bericht]. Zugriff am 4. Dezember 2016 unter https://www.physiotherapeuten.de/posturale_kontrolle/#.WEQuPoWcE2w
- Johnston, R., Howard, M. E., Cawley, P. & Losse, G. (1998). Effects of lower extremities muscle fatigue on motor control performance. *Med. Sci. Sports Excer.*, 30, 1703-1707.
- Karamanidis, K. & Arampatzis, A. (2007). Age-related degeneration in leg-extensor muscle-tendon units decreases recovery performance after a forward fall: compensation with running experience. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 99, 73-85.
- Kiers, H., van Dieën, J., Dekkers, H., Wittink, H. & Vanhees, L. (2013). A systematic review of the relationship between physical activities in sports or daily life and postural sway in upright stance. *Sports Med.*, 43(11), 1171-1189.
- Kraus, M. (2006). *Die Kraftentwicklung in Abhängigkeit von der Satzzahl. Eine sportmedizinische Analyse bei Anfängern und Fortgeschrittenen*. Kiel: Christian-Albrechts-Universität, Philosophische Fakultät.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R. & Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 896-902.
- Larson G. D. & Potteiger, J. A. (1997). A comparison of three different rest intervals between multiple squat bouts. *J. Strength Cond. Res.*, 11(2), 115-118.
- Laube, W. (2009). *Sensomotorisches System. Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.

- Ledin, T., Fransson, P. A. & Magnusson, M. (2004). Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. *Gait Posture*, 19, 184-193.
- Lenertz, K. (1984). Molekularmechanische Grundlagen der Muskelkraft bei Schlagbewegungen. *Leistungssport*, 14(5), 27-34.
- Lepers, R., Bigard, A. X. & Diard, J. P. (1997). Posture control after prolonged exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 76, 55-61.
- Lichtenstein, M. J., Shields, S. L., Shiavi, R. G., Burger, M. C. (1988). Clinical determinants of biomechanics platform measures of balance in aged women. *J Am Geriatri. Soc.*, 36, 996-1002.
- Limpert-Verlag.
- Lin, D., Nussbaum, M. A., Seol, H., Singh, N. B., Madigan, M. L. & Mojcik, L. A. (2009). Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location age. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 425-434.
- Lion, A., Bosser, G., Gauchard, G. C., Djaballah, K., Mallié, J. P. & Perrin, P. P. (2010). Exercise and dehydration: a possible role of inner in balance control disorder. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 20, 1196-1202.
- Mademli, L., Arampatzis, A. & Karamanidis, K. (2008). Dynamic stability control in forward falls: postural corrections after muscle fatigue in young and older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 103, 295-306.
- Madigan, M. L., Davidson, B. S. & Nussbaum, M. A. (2006). Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensors fatigue. *Hum. Mov. Sci.*, 25, 788-799.
- Maki, B. E. & McIlroy, W. E. (1996). Postural control in the older adult. *Clin. Geriatr. Med.* 12(4), 635-658.
- Maki, B. E. & McIlroy, W. E. (2005). Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance. *Neurol. Clin.*, 23(3), 751-783.
- Maki, B. E., Holliday, P. J. & Fernie, G. R. (1990). Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced sway balance test. *J. Am. Geriatri. Soc.*, 38, 1-9.
- Marktforschungs-Wiki. (2017). Box-Plot. [Bericht]. Zugriff am 14. Jänner 2017 unter <http://marktforschung.wikia.com/wiki/Box-Plot>
- Martin, D., Carl, K. & Lehnertz, K. (2003). *Handbuch Trainingslehre*. (3. Aufl.). Schorndorf: Hofmann.

- Meinel, K. & Schnabel, G. (1987). *Bewegungslehre – Sportmotorik*. (8. Aufl.). Berlin: Volk und Wissen.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (2007). *Bewegungslehre - Sportmotorik*. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt. Aachen: Meyer & Meyer.
- Mel'nikov, A. A., Savin, A. A., Emel'ianova, L. V. & Vikulov, A. D. (2012). Postural stability during static strain before and after submaximal aerobic bicycle test in athletes. *Fiziol Cheloveka*, 38(2), 66-72.
- Monjo, F. & Forestier, N. (2014). Unexperienced mechanical effects of muscular fatigue can be predicted by the Central Nervous System as revealed by anticipatory postural adjustments. *Exp. Brain. Res.*, 232, 2931-2943.
- Monjo, F., Terrier, R. & Forestier, N. (2015). Muscle fatigue as an investigative tool in motor control: A review with new insights on internal models and posture-movement coordination. *Human Movement Science*, 44(1), 225-233.
- Muehlbauer, T.; Gollhofer, A. & Granacher, U. (2015). Associations between measures of balance and lower-extremity muscle strength/power in healthy individuals across the lifespan: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 54, 1671-1692.
- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L. & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 92, 407-413.
- Nardone, A., Giordano, A., Corrá, T. & Schieppati, M. (1990). Responses of leg muscles in humans displaced while standing. Effects of types of perturbation and of postural set. *Brain*, 113, 65–84.
- Nardone, A., Tarantolaa J., Giordanob A. & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 105, 309–320.
- Nelson, J. K. & Johnson, B. L. (1973). Effects of local and general fatigue on static balance. *Perceptual and Motor Skills*, 37, 615-618.
- Noda, M. & Demura, S. (2006). Comparison of quantitative analysis and fractal analysis of center of pressure based on muscle fatigue. *Percept. Mot. Skills*, 102(2), 529-542.
- Olivier, N., Marschall, F. & Büsch, D. (2008). *Grundlagen der Trainingswissenschaft und -lehre*. Schorndorf: Hofmann.
- Paillard, T. & Borel, L. (2013). Unilateral and bilateral fatiguing contractions similarly alter postural stability but differently modify postural position on bipedal stance. *Human Movement Science*, 32, 353-362.

- Paillard, T. (2011). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neurosci. Biobehav. Rev.*, 36(1), 162-76.
- Paillard, T., Chaubet, V. & Borel, L. (2010b). Stimulated and voluntary fatiguing contractions of quadriceps femoris differently disturb postural control. *Neurosci., Lett.*, 477, 48-51.
- Paillard, T., Margnes, E., Maitre, J., Chaubet, V., François, Y., Jully, J.L., Gonzalez, G. & Borel, L. (2010a). Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction reduces deterioration of both postural control and quadriceps femoris muscle strength. *Neuroscience*, 165, 1471-1475.
- Papa, E. V., Foreman, K., Bo, D. & Leland, E. (2015). Effects of age and acute muscle fatigue on reactive postural control in healthy adults. *Clinical Biomechanics*, 30, 1108-1113.
- Pietro, T. E., Myklebust, J. B., Hoffman, R. G., Lovett, E. G. & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 43, 956-966.
- Pinsault, N. & Vuillerme, N. (2008). Differential postural effects of plantar-flexor muscle fatigue under normal, altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions. *Exp. Brain. Res.*, 191(1), 99-107.
- Platen, P. (2001). Grundlagen des Energiestoffwechsels. In Rost, R. (Hrsg.). *Lehrbuch der Sportmedizin*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Pline, K. M., Madigan, M. L. & Nussbaum, M. A. (2006). Influence of fatigue time and level on increases in postural sway. *Ergonomics*. 49(15),1639-1648.
- Plowman, S. A. & Smith, D. L. (2008). *Exercise Physiology for Health, Fitness and Performance*. (2. Aufl.). Baltimore/Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Pollock, A. et al. (2000). What is balance. *Clinical Rehabilitation*, 14, 402-406.
- Punakallio, A. (2005). Balance abilities of workers in physically demanding jobs: with special reference to firefighters of different ages. *J. Sports. Sci. Med.*, 4(suppl. 8), 1-47.
- Rasch, B., Frieze, M., Hofmann, W. & Naumann, E. (2010). *Quantitative Methoden – Band 1: Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. Berlin: Springer.
- Robinson, J. M, Stone, M. H, Johnson, R. L, Penland, C. M., Warren, B. J. & Lewis, R. D. (1995). Effects of different weight training exercise/rest intervals on strength, power, and high intensity exercise endurance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9, 216-221.

- Rockmann, U. & Bömermann, H. (2006). *Grundlagen der sportwissenschaftlichen Forschungsmethoden und Statistik*. Schorndorf: Hofmann.
- Runge, M. (1998). *Gehstörungen, Stürze und Hüftfrakturen*. Darmstadt: Steinkopff.
- Sakellari, V. & Bronstein, A.M. (1997). Hyperventilation effect on postural sway. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 78, 730-736.
- Sakuma, A., Kato, I., Ogino, S., Okada, T. & Takeyama, I. (1996). Primary position upbeat nystagmus with special reference to alteration to downbeat nystagmus. *Acta Otolaryngol. (Suppl.)*, 522, 43-46.
- Salavati, M., Moghadam, M., Ebrahimi, I. & Arab, A. M. (2006). Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane moves. *Gait & Posture*, 26, 214-218.
- Scheid, V. & Prohl, R. (2003). *Trainingslehre*. (8. Aufl.). Wiebelsheim: Limpert.
- Schieppati, M., Hugon, M., Grasso, M., Nardone, A. & Galante, M. (1994). The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in Parkinsonians. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 93, 286-298.
- Schmidtbleicher, D. (1989). Zum Problem der Definition des Begriffs Kraftausdauer. In Carl, K., Starischka, S, Stork, H. (Hrsg.), *Kraftausdauertraining*. Bericht zum BISP-Symposium, 10-30
- Schuler, M. & Waldmann, W. (2016). *Der menschliche Körper: Gesundheitsatlas Anatomie*. Köln: Komet.
- Schwetz, H., Benischek, I., Mallaun, J., Samac, K., Strassegger-Einfalt, R. & Swoboda, B. (2010). *Einführung in das quantitativ orientierte Forschen*. (2. Aufl.). Wien: Facultas.
- Sharpe, M. H. & Miles, T. (1995). Position sense at the elbow after fatiguing contractions. *Exp. Brain Res.*, 94, 179-182.
- Simoneau, M. & Corbeil, P. (2005). The effect of time to peak ankle torque on balance stability boundary: experimental validation of a biomechanical model. *Exp. Brain Res.*, 165, 217-228.
- Spornitz, U. M. (2013). *Anatomie und Physiologie: Lehrbuch und Atlas für Pflege- und Gesundheitsfachberufe*. (3. Aufl.). Berlin: Springer-Verlag.
- Springer, B. K. & Pincivero, D. M. (2009). the effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait Posture*, 30, 50-54.
- Stehle, P. (2009). *Expertise. Sensomotorisches Training – Propriozeptives Training*. Band 1. (1. Aufl.). Köln: Sportverlag Straus.

- Stehle, P. (2009). Expertise. *Sensomotorisches Training – Propriozeptives Trainings. Band 1*. (1. Auflage). Köln: Sportverlag Straus.
- Susco, T. M., Valovich McLeod, T. C., Gansneder, T. C. & Shultz, S. J. (2004). Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system. *J. Athl. Train.*, 39, 241-246
- Süssmed Medizintechnik. (2017, January 6). Zugriff unter <http://www.suessmed.com/home/diagnostik/posturographie/sense-wave-med.html>
- Taube, W. (2013). Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Journal für Neurologie Neurochirurgie und Psychiatrie*, 14(2), 55-63.
- Taylor, J. L., Butler, J. E., Allen, G. M. & Gandevia, S. C. (1996). Changes in motor cortical excitability during human muscle fatigue. *J. Physiol.*, 490, 519-528.
- Timmann-Braun, D. (2012). Posturographie. *Das Neurophysiologie-Labor*, 34(3), 113-118. doi: 10.1016/j.neulab.2012.05.001
- Turbanski, S. & Schmidtbleicher, D. (2010). Posturale Kontrolle als situationsabhängige Fertigkeit. *Sportverletzung – Sportschaden*, 24(3), 123- 128.
- Van den Berg, F. (2003). *Angewandte Physiologie Band 1. Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen*. (2. Aufl.). Stuttgart/New York: Georg Thieme Verlag.
- Vuillerme, N., Burdet, C., Isableu, B. & Demetz, S. (2006). The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. *Gait & Posture*, 24, 169-172.
- Vuillerme, N., Danion, F., Forestier, N. & Nougier, V. (2002). Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci. Lett.*, 333(2), 131-135.
- Vuillerme, N., Forestier, N. & Nougier, V. (2002). Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscles fatigue. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 34(12), 1907-1912.
- Vuillerme, N. & Hintzy, F. (2007). Effects of a 200 W-15 min cycling exercise on postural control during quiet standing in healthy young adults. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 100, 169-175.
- Vuillerme, N., Nougier, V. & Prieur, J.-M. (2001). Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans. *Neuroscience Letters*, 308, 103-106.

- Vuillerme, N., Pinsault, N. & Vaillant, J. (2005). Postural control during quiet standing following cervical muscular fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neuroscience Letters*, 378, 135-139.
- Weineck, J. (2010). *Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings*. (16. Aufl.). Balingen: Spitta.
- Wick, D. (2005). *Biomechanische Grundlagen sportlicher Bewegungen: Lehrbuch der Biomechanik*. Balingen: Spitta Verlag.
- Wilke, C. (2000). *Sensomotorische Leistungen der unteren Extremitäten, Quantifizierungsmethoden und Training in der Rehabilitation*. Köln: Deutsche Sporthochschule.
- Wojcik, L. A., Nussbaum, M. A., Lin, D., Shibata, P. A. & Madigan, M. L. (2011). Age and gender moderate the effects of localized muscle fatigue on lower extremity joint torques used during quiet stance. *Human Movement Science*, 30, 574-583.
- Yaggie, J. & Armstrong, W. J. (2004). Effects of lower extremity fatigue on indices of balance. *J. Sport Rehabil.*, 13, 312-322
- Yaggie, J. & McGregor, S. (2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 83, 224-228.
- Zech, A., Steib, S., Hentschke, C., Eckhardt, H. & Pfeifer, K. (2012). Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *J. Strength Cond. Res.*, 26(4),1162-1168.
- Zimmermann, E., Starischka, S. & Grosser, M. (2012). *Das neue Konditionstraining: Grundlagen, Methoden, Leistungssteuerungen, Übungen, Trainingsprogramme*. (12. Aufl.). München: BLV Buchverlag.
- Zöfel, P. (2002). *Statistik verstehen: Ein Begleitbuch zur computergestützten Anwendung*. München: Addison-Wesley Verlag.

10 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Systeme der Gleichgewichtskontrolle (nach Diemer & Sutor, 2007, S. 89)	5
Abb. 2: Anatomische Struktur des Sensomotorischen Systems und ihre Verknüpfung (Laube, 2009, S. 44).....	7
Abb. 3: Aufbau des Gleichgewichtsorgans (mod. n. Schuler & Waldmann, 2016, S. 525).....	9
Abb. 4: Maculaorgan (Schuler & Waldmann, 2016, S. 527).....	10
Abb. 5: Veränderung der Sinneszellen bei Kopfbewegung (Schuler & Waldmann, 2016, S. 526).....	11
Abb. 6: Schematische Gliederung des motorischen Gleichgewichts (mod. n. Fetz, 1990, S. 23).....	13
Abb. 7: Voraussetzungen für eine gute posturale Kontrolle (mod. n. Galley & Forster, 1985 S. 78).....	16
Abb. 8: Aufbau des Muskels (Bartels, 2001, S. 61).....	17
Abb. 9: Gedehnter Sarkomer (Spornitz, 2013, S. 74).....	17
Abb. 10.: Kontrahierter Sarkomer (Spornitz, 2013, S. 74).....	18
Abb. 11: Hennemann'sches Größenordnungsprinzip (www.akademie-sport-gesundheit.de).....	20
Abb. 12: Beispiele der Muskelfaserschaltungen: a = parallel, b = einfach gefiedert, c = doppelt gefiedert (Wick, 2005, S. 91).....	21
Abb. 13: Konditionelle Grundeigenschaften der menschlichen Motorik (mod. n. Grosser, Starischkar & Zimmermann, 2012, S. 9).....	24

Abb. 14: Die Kraftfähigkeiten (mod. n. Grosser, Starischkar & Zimmermann, 2012, S. 41)	24
Abb. 15: Aufteilung der Absolutkraft bei einem untrainierten Menschen (mod. n. Scheid & Prohl, 2003, S. 91).....	25
Abb. 16: Impuls als Fläche unter der Kraft-Zeit-Kurve (t1(klein unten) und t2 (klein unten) sind Beispiele für unterschiedliche Stützzeiten; EXK = Explosivkraftwert) (Kraus 2006, S. 19, zit. n. Scheid & Prohl, 2004, S. 93)	26
Abb. 17: Muskelkraft FM und Kontraktionsgeschwindigkeit bei exzentrischer, konzentrischer und statischer Arbeitsweise (Wick, 2005, S. 93).....	28
Abb. 18: Funktionsverlauf der Muskelleistung vor einem Krafttraining (unterer Verlauf) und danach (oberer Verlauf) (Wick, 2005 S. 92)	30
Abb. 19: Der Prozess der Störung der posturalen Kontrolle durch muskuläre Ermüdung (mod. n. Paillard, 2012, S. 169)	36
Abb. 20: Prozess der Verschlechterung der posturalen Kontrolle induziert durch allgemeine muskuläre Ermüdung (mod. n. Paillard, 2012, S. 166)	38
Abb. 21: Sensewave medical (Sense Products GmbH, Wien, Österreich (eigene Aufnahme).....	40
Abb. 22: Kybun Matte (eigene Aufnahme).....	42
Abb. 23: Augenbinde (eigene Aufnahme)	43
Abb. 24: Frontalansicht des Isomed_2000 inklusive des Linearmoduls (eigene Aufnahme).....	43
Abb. 25: Seitenansicht des Isomed_2000 inklusive des Linearmoduls (eigene Aufnahme).....	44
Abb. 26: Winkel des Fußaufsatzes (eigene Aufnahme).....	44
Abb. 27: Winkel der Sitzlehne (eigene Aufnahme).....	45

Abb. 28: Hauptmenü (eigene Aufnahme)	45
Abb. 29: Athletikmodus	45
Abb. 30: Test/Training	46
Abb. 31: Trainingspogramm	46
Abb. 32: Manueller Ablauf	47
Abb. 33: Legpressmontage.....	47
Abb. 34: Patientenadaptierung (eigene Aufnahme).....	47
Abb. 35: Einstellung des Nullwinkels (eigene Aufnahme).....	48
Abb. 36: Einstellung Nullwinkel 2	48
Abb. 37: Hebelarm	48
Abb. 38: Festlegen der mechanischen Grenzen	49
Abb. 39: Setzen der mechanischen Grenzen.....	49
Abb. 40: Initmodus	50
Abb. 41: Countdown	50
Abb. 42: Trigger.....	51
Abb. 43: Winkelmesser Trend - Digitale Winkel Regel 200mm - DAR/200.....	51
Abb. 44: FiTRo Cycle (Bratislava, Slovakei)	52
Abb. 45: Stadiometer und Personenwaage.....	52
Abb. 46: Ablauf der Messdurchführung	55
Abb. 47: Eingangsmenü des Sensewave	56
Abb. 48: Messeinstellungen	57

Abb. 49: Fußposition am Sensewave	57
Abb. 50: Prüfbild ohne Schaumstoffmatte	57
Abb. 51: Position mit offenen Augen	58
Abb. 52: Position mit geschlossenen Augen.....	58
Abb. 53: Kipphebel geschlossen	59
Abb. 54: Kipphebel offen.....	59
Abb. 55: Kybun Matte	60
Abb. 56: Prüfbild mit Kybun Matte	60
Abb. 57: FiTRO Ergometer.....	61
Abb. 58: Einstellung der Sitzposition	62
Abb. 59: Vertikale und horizontale Einstellung der Schulterfixierung.....	62
Abb. 60: Bauchgurt	63
Abb. 61: Armhalterung	63
Abb. 62: Anfangsposition	64
Abb. 63: Endposition	64
Abb. 64: COPT und ROM	70
Abb. 65: Erklärung eines Boxplots (Marktforschung-Wiki)	71
Abb. 66: Veränderung des statischen COPT (\$: signifikanter mit $p < 0,05$ bzw. hochsignifikanter mit $p < 0,01$ bzw. höchstsignifikanter mit $p < 0,001$ Unterschied zwischen Messung pre und Messung post 3 min; #: signifikanter mit $p < 0,05$ bzw. hochsignifikanter mit $p < 0,01$ bzw. höchstsignifikanter mit $p < 0,001$ Unterschied zwischen Messung post 3 min und Messung post 45 min)	77

Abb. 67: Veränderung des dynamischen COPT	81
Abb. 68: Veränderung des statischen ROM (§: signifikanter mit $p < 0,05$ bzw. hochsignifikanter mit $p < 0,01$ bzw. höchstsignifikanter mit $p < 0,001$ Unterschied zwischen Messung pre und Messung post 3 min)	84
Abb. 69: Veränderung des dynamischen ROM	87
Abb. 70: Abfall der absoluten und relativen Maximalkraft	91
Abb. 71: Abfall der absoluten und relativen Arbeit	94
Abb. 72: Abfall der absoluten und relativen Leistung	96

11 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Eigenschaften der Muskelfasertypen (mod. n. Wick, 2005, S. 88)	19
Tab. 2: Beziehung zwischen Belastungsintensität und Sauerstoffverbrauch (Ahonen, Lahtinen, Sandström & Pogliani, 2003, S.73)	32
Tab. 3: Regenerationsprozesse, Trainingsbelastungen und Regenerationszeiten für Leistungssportler (Zimmermann, Starischka, & Grosser, 2012, S. 24)	34
Tab. 4: Teilmessungen und deren Abkürzungen.....	55
Tab. 5: Richtwerte für die Interpretation von Korrelationskoeffizienten (Brosius, 2004, S. 525)	75
Tab. 6: Vergleich der drei Messungen des statischen COPT mit offenen und geschlossenen Augen	76
Tab. 7: Vergleich der drei Messungen des statischen COPT mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen.....	76
Tab. 8: Vergleich der drei Messungen des dynamischen COPT mit offenen und geschlossenen Augen	80
Tab. 9: Vergleich der drei Messungen des dynamischen COPT mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen.....	80
Tab. 10: Vergleich der drei Messungen des statischen ROM mit offenen und geschlossenen Augen	83
Tab. 11: Vergleich der drei Messungen des statischen ROM mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen.....	84
Tab. 12: Vergleich der drei Messungen des dynamischen ROM mit offenen und geschlossenen Augen	86
Tab. 13: Vergleich der drei Messungen des dynamischen ROM mit Schaumstoffmatte mit offenen und geschlossenen Augen.....	87

Tab. 14: Absolute Maximalkraft [N] der Sätze 1, 2 und 3.....	90
Tab. 15: Relative Maximalkraft [N] der Sätze 1, 2 und 3.....	90
Tab. 16: Absolute Differenzen der Maximalkraft [N] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3	91
Tab. 17: relative Differenzen der Maximalkraft [N] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3.....	92
Tab. 18: Absolute Arbeit [J]der Sätze 1, 2 und 3.....	92
Tab. 19: Relative Arbeit [J] der Sätze 1, 2 und 3.....	92
Tab. 20: absolute Differenzen der Arbeit [J] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3	94
Tab. 21: Relative Differenzen der Arbeit [J] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3	94
Tab. 22: Absolute Leistung [W] der Sätze 1, 2 und 3.....	95
Tab. 23: Relative Leistung [W] der Sätze 1, 2 und 3.....	95
Tab. 24: Absolute Differenzen der Leistung [W] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3	96
Tab. 25: Relative Differenzen der Leistung [W] zwischen Satz 1-2 und Satz 2-3	96
Tab. 26: Korrelationen von statischem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter	98
Tab. 27: Korrelationen von statischem COPT mit relativen Werten der Kraftparameter	99
Tab. 28: Korrelationen von statischem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter	100
Tab. 29: Korrelationen von statischem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter	101

Tab. 30: Korrelationen von statischem, normiertem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter	103
Tab. 31: Korrelationen von statischem, normiertem COPT mit relativen Werten der Kraftparameter	104
Tab. 32: Korrelationen von statischem, normiertem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter	105
Tab. 33: Korrelationen von statischem, normiertem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter	106
Tab. 34: Korrelationen von dynamischem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter	107
Tab. 35: Korrelationen von dynamischen COPT mit relativen Werten der Kraftparameter	108
Tab. 36: Korrelationen von dynamischem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter	110
Tab. 37: Korrelationen von dynamischem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter	111
Tab. 38: Korrelationen von dynamischem, normiertem COPT mit absoluten Werten der Kraftparameter	112
Tab. 39: Korrelationen von dynamischem, normiertem COPT mit relativen Werten der Kraftparameter	114
Tab. 40: Korrelationen von dynamischem, normiertem ROM mit absoluten Werten der Kraftparameter	115
Tab. 41: Korrelationen von dynamischem, normiertem ROM mit relativen Werten der Kraftparameter	116
Tab. 42: Einfluss der visuellen Wahrnehmung auf den COPT und ROM.....	127

Tab. 42: Signifikante Zusammenhänge zwischen dem Centre of Pressure Track und den Kraftparametern.....	128
Tab. 43: Signifikante Zusammenhänge zwischen dem Range of Motion und den Kraftparametern	129

12 Abkürzungsverzeichnis

COPT ... Centre of Pressure Track

COPT (stat., offen) ... statischer Centre of Pressure Track mit offenen Augen

COPT (stat., geschlossen) ... statischer Centre of Pressure Track mit geschlossenen Augen

COPT (stat., Schaumstoff, offen) ... statischer Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage und offenen Augen

COPT (stat., Schaumstoff, geschlossen) ... statischer Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage und geschlossenen Augen

COPT (dyn., offen) ... dynamischer Centre of Pressure Track mit offenen Augen

COPT (dyn., geschlossen) ... dynamischer Centre of Pressure Track mit geschlossenen Augen

COPT (dyn., Schaumstoff, offen) ... dynamischer Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage und offenen Augen

COPT (dyn., Schaumstoff, geschlossen) ... dynamischer Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage und geschlossenen Augen

ROM ... Range of Motion

ROM (stat., offen) ... statischer Range of Motion mit offenen Augen

ROM (stat., geschlossen) ... statischer Range of Motion mit geschlossenen Augen

ROM (stat., Schaumstoff, offen) ... statischer Range of Motion mit Schaumstoffauflage und offenen Augen

ROM (stat., Schaumstoff, geschlossen) ... statischer Range of Motion mit Schaumstoffauflage und geschlossenen Augen

ROM (dyn., offen) ... dynamischer Range of Motion mit offenen Augen

ROM (dyn., geschlossen) ... dynamischer Range of Motion mit geschlossenen Augen

ROM (dyn., Schaumstoff, offen) ... dynamischer Range of Motion mit Schaumstoffauflage und offenen Augen

ROM (dyn., Schaumstoff, geschlossen) ... dynamischer Range of Motion mit Schaumstoffauflage und geschlossenen Augen

COPT (stat., pre) ... Teilmessungen des statischen Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffauflage der pre Messung

COPT (stat., post 3 min) ... Teilmessungen des statischen Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffauflage der post 3 min Messung

COPT (stat., Schaumstoff, pre) ... Teilmessungen des statischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage der pre Messung

COPT (stat., Schaumstoff, post 3min) ... Teilmessungen des statischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage der post 3 min Messung

COPT (dyn., pre) ... Teilmessungen des dynamischen Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffauflage der pre Messung

COPT (dyn., post 3 min) ... Teilmessungen des dynamischen Centre of Pressure Track ohne Schaumstoffauflage der post 3 min Messung

COPT (dyn., Schaumstoff, pre) ... Teilmessungen des dynamischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage der pre Messung

COPT (dyn., Schaumstoff, post 3 min) ... Teilmessungen des dynamischen Centre of Pressure Track mit Schaumstoffauflage der post 3 min Messung

ROM (stat., pre) ... Teilmessungen des statischen Range of Motion ohne Schaumstoffauflage der pre Messung

ROM (stat., post 3 min) ... Teilmessungen des statischen Range of Motion ohne Schaumstoffauflage der post 3 min Messung

ROM (stat., Schaumstoff, pre) ... Teilmessungen des statischen Range of Motion mit Schaumstoffauflage der pre Messung

ROM (stat., Schaumstoff, post 3min) ... Teilmessungen des statischen Range of Motion mit Schaumstoffauflage der pre Messung

ROM (dyn., pre) ... Teilmessungen des dynamischen Range of Motion ohne Schaumstoffauflage der pre Messung

ROM (dyn., post 3 min) ... Teilmessungen des dynamischen Range of Motion ohne Schaumstoffauflage der post 3 min

ROM (dyn., Schaumstoff, pre) ... Teilmessungen des dynamischen Range of Motion mit Schaumstoffauflage der pre Messung

ROM (dyn., Schaumstoff, post 3 min) ... Teilmessungen des dynamischen Range of Motion mit Schaumstoffauflage der post 3 min Messung

ZNS ... Zentralnervensystem

HWS ... Halswirbelsäule

13 Anhang

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich (Julia Grimm), dass die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter den angegebenen Hilfsmitteln verfasst wurde. Alle dafür verwendeten Quellen sind im Fließtext und im Literaturverzeichnis angeführt. Die Arbeit wurde in dieser oder ähnlicher Form weder im Inland noch im Ausland zu Prüfungen oder anderen Zwecken vorgelegt.

Julia Grimm

Ort, Datum

Probandeninformation

Uni Wien
Anna Bürger & Julia Grimm

ProbandenInneninformation und Einwilligungserklärung zur Teilnahme an der Studie

Thema: Auswirkungen einer ermüdenden Kraftbeanspruchung der unteren Extremitäten auf Parameter der Haltungsstabilität und Haltungskontrolle

Sehr geehrte TeilnehmerInnen!

Wir laden Sie ein, an der oben angeführten Studie teilzunehmen. Die genaue Aufklärung darüber erfolgt in einem ausführlichen Gespräch.

Ihre Teilnahme an der Studie erfolgt auf freiwilliger Basis und sie können jederzeit ohne Angaben von Gründen aussteigen.

Wir benötigen von Ihnen für die Durchführung dieser Studie eine schriftliche Erklärung über die Teilnahme.

Bitte unterschreiben Sie die Einwilligungserklärung nur wenn Sie Art und Ablauf der Studie vollständig verstanden haben, Sie bereit sind, der Teilnahme zuzustimmen und Sie sich über Ihre Rechte als Teilnehmer an dieser Studie im Klaren sind.

1) Was ist der Zweck dieser Studie?

Mittels dieser Studie wird die Auswirkung muskulärer Ermüdung auf die Haltungsstabilisation und die Haltungskontrolle untersucht. Durch Gleichgewichtstestungen vor und nach muskulärer Ausbelastung der unteren Extremitäten wird der Einfluss der muskulären Ermüdung auf das Gleichgewicht getestet. Zusätzlich wird auch die Regeneration dieser Fähigkeit durch eine zeitlich spätere Testung evaluiert.

2) Wie läuft die Studie ab?

Diese Studie wird an der Uni Wien durchgeführt und es werden insgesamt 30 Probanden untersucht. Die Durchführung der Testung wird alles in allem maximal 3 Stunden beanspruchen, wobei dieser Studie eine Familisierung vorausgehen muss. Diese Familisierung muss an einem extra Tag stattfinden und dient Ihnen dazu mit den Geräten und dem Testmodus vertraut zu werden. Zudem werden an diesem Tag die für uns relevanten Daten erhoben, die wir von Ihnen zur Auswertung unserer Ergebnisse benötigen.

Die folgenden Untersuchungen werden ausschließlich aus Studiengründen durchgeführt:

Wir werden mit Ihnen 3 Gleichgewichtstestungen auf dem Sensway und eine muskuläre Ausbelastung auf dem Isomed2000 durchführen. Die Testungen werden wie unten Abgebildet aufeinander folgen.

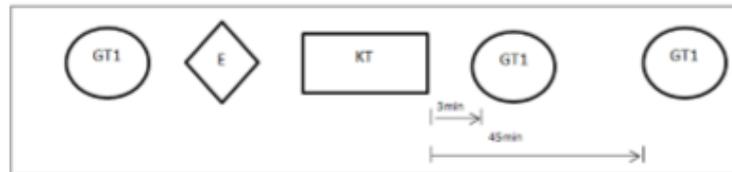


Abb. Ablauf der Messdurchführung

GT...Gleichgewichtstestung E...Erwärmung KT...Krafttestung

- Die Gleichgewichtstestung besteht aus folgenden 8 Einzeltestungen:
 1. stabiler Untergrund mit offenen Augen
 2. stabiler Untergrund mit geschlossenen Augen
 3. stabiler Untergrund + 4cm dicke Schaumstoffmatte mit offenen Augen
 4. stabiler Untergrund + 4cm dicke Schaumstoffmatte mit geschlossenen Augen
 5. labiler Untergrund mit offenen Augen
 6. labiler Untergrund mit geschlossenen Augen
 7. labiler Untergrund + 4cm dicke Schaumstoffmatte mit offenen Augen
 8. labiler Untergrund + 4cm dicke Schaumstoffmatte mit geschlossenen Augen

Jede Einzeltestung wird 30 sec. lang durchgeführt.

- Die Krafttestung besteht aus 3 x 8 Wiederholungen auf einer geschwindigkeitskontrollierten Beinpresse(Isomed2000). Der Belastungsreiz wird sowohl exzentrisch als auch konzentrisch gesetzt.

3) Worin liegt der Nutzen dieser Teilnahme an dieser Studie?

Die Teilnahme an dieser Studie ist für Sie kostenlos. Es ist jedoch nicht zu erwarten, dass sie durch eine einmalige Testung gesundheitliche Verbesserungen beobachten können.

4) Gibt es Risiken, Beschwerden und Begleiterscheinungen?

Ihr Gesundheitszustand wird vor Beginn der Teilnahme an der Studie von uns erhoben. Im Zuge der Untersuchung ist mit denselben Risiken zu rechnen, die mit der Sportausübung generell in Verbindung stehen. Die muskuläre Ausbelastung, welche im Rahmen der Studie durchgeführt wird und die damit verbundene Erschöpfung der unteren Extremitäten, kann mehrere Tage anhalten. Die Untersuchungsmethoden und die dazu verwendeten Geräte sind in Österreich anerkannt und werden regelmäßig eingesetzt.

5) Hat die Teilnahme an der Studie sonstige Auswirkungen auf die Lebensführung und welche Verpflichtungen ergeben sich daraus?

Um die Testung in einem ermüdungsfreien Zustand durchführen zu können, darf einen Tag vor der Testung nur maximal eine leichte körperliche Aktivität betrieben werden. Zudem sollte auf ausreichend Schlaf geachtet werden. Abgesehen davon muss am Tag der Testung, sowie am Tag davor auf Alkohol verzichtet werden, da die sportliche Leistung und folglich die Untersuchung dadurch beeinflusst wird und zu einer Verfälschung des Resultats führen kann.

6) Was ist beim Auftreten von Beschwerden zu tun und wann wird die Studie vorzeitig beendet?

Beschwerden während der Studie müssen unbedingt dem Studienleiter gemeldet werden und Sie können jederzeit auch ohne Angabe von Gründen Ihre Teilnahmebereitschaft widerrufen und aus der Studie ohne Konsequenzen aussteigen.

7) Wie werden die gesammelten Daten verwendet?

Die Verarbeitung der Daten erfolgt ausnahmslos statisch und selbstverständlich ohne namentliche Erwähnung. Ausschließlich StudienleiterInnen und deren MitarbeiterInnen haben Zugang zu den vertraulichen Daten und alle Beteiligten sind zur Verschwiegenheit verpflichtet. Ihre persönlichen Daten werden separat in einem gesperrten Bereich aufbewahrt. Die anonymisierten Daten werden laut der Richtlinie des *Australian Code for Responsible Conduct of Research* 5 Jahre nach der Publikation vernichtet.

8) Entstehen für die Teilnahme Kosten und gibt es einen Kostenersatz?

Es entstehen für Sie durch die Teilnahme an der Studie keine Kosten. Um Ihnen eine kleine Aufwandsentschädigung zu bieten, laden wir alle Probanden zu einem kleinen Umtrunk an einem noch nicht fixierten Datum nach Abschluss der Studie ein.

9) Wohin wendet man sich bei weiteren Fragen?

Für noch offene Fragen im Zusammenhang mit der Studie wenden Sie sich bitte an:

Anna Bürger erreichbar unter:

Tel.:0664/1329770

E-Mail: aennaex3@gmail.com

oder

Julia Grimm erreichbar unter:

Tel.:0676/4375697

E-Mail: julia.grimm@gmx.at

10) Einwilligungserklärung:

Name des Probanden:

Geburtsdatum:

Hiermit erkläre Ich mich bereit, an der Studie „**Auswirkungen einer ermüdenden Kraftleistung der unteren Extremitäten auf die Haltungskontrolle und Haltungsstabilität**“ teilzunehmen.

Ich bin von Anna Bürger oder Julia Grimm ausführlich über die Untersuchung, die damit verbundenen Belastungen und möglichen Risiken informiert worden. Zudem bin ich mir über die an mich gestellten Anforderungen bewusst und werde während der Testungen meine maximale Leistung abrufen. Die oben angeführten neun Punkte wurden von mir gelesen und der Fragebogen, der mit der Untersuchung in Verbindung steht, wurde von mir mit bestem Wissen und Gewissen ausgefüllt. Alle offenen Fragen zur Studie und deren Ablauf sind für mich geklärt und ich hatte genügend Zeit meine Entscheidung zu überdenken. Ich bin damit einverstanden, dass meine ermittelten Daten aufgezeichnet werden und die Ergebnisse dieser Studie ohne namentliche Erwähnung im Zuge einer Diplomarbeit analysiert und veröffentlicht werden.

.....

(Datum und Unterschrift des Probanden)

.....

(Datum, Name und Unterschrift der studienverantwortlichen Person/en)

Sensewave-Dokument

Sensewave medical



PROBAND

Name Geschlecht Geburtsdatum Körpergewicht Körpergröße Schuhgröße Probanden id
--

ANAMNESE

Hauptdiagnose (Grund der Zuweisung): Relevante Zusatzdiagnose: Allgemeinzustand Allgemeinzustand des Proband:

BIOGRAPHIE

Belastungsanamnese Werden im Normalfall regelmäßig sportliche Aktivitäten ausgeübt: Anzahl der Tage pro Woche mit sportlichen Aktivitäten: Anzahl der Wochenstunden von Aktivitäten mit erhöhtem Puls (Schwitzen):
--

SPORT BIOGRAPHIE

Bewegungsbiographie Sportausübung im Alter < 6 Jahre: Vorpupertäre Sportausübung (Alter 6 Jahre bis Pubertät): Sportausübung während Pubertät: Nachpupertäre Sportausübung (nach Pubertät bis < 25 Jahre): Trifft die Beurteilung der höchsten Alterskategorie auch auf die letzten 6 Monate zu: Erfahrungen mit Balanceübungen (MFT, Slackline, Einradfahren, etc.): Dominanz einer Hand (Schreiben, Arbeiten, Spielen, etc.): Dominanz eines Beins (Springen, Fußballspielen, Einbeinstand):

	Regelmäßige Ausübung pro Woche	Regelmäßige Ausübung von Sportarten mit besonderen koordinativen Anforderungen
Sportausübung im Alter < 6 Jahre		
Vorpupertäre Sportausübung (Alter 6 Jahre bis Pubertät)		
Sportausübung während Pubertät		
Nachpupertäre Sportausübung (nach Pubertät bis < 25 Jahre)		

POSTUROGRAPHISCHE MESSUNG

Messtyp Datum des Berichts Messdurchführender Therapeut Behandelnder Therapeut Anmerkung	REHA 1 (4 stabil, 4 kippen) 2016-10-18 Anna Bürger und Julia Grimm Anna Bürger und Julia Grimm
--	---

ZUSAMMENFASSUNG DER MESSUNG

1/5

Sensewave medical



Beurteilung Proband - statische Messung
Beurteilung Therapeut - statische Messung
Beurteilung Proband - dynamische Messung
Beurteilung Therapeut - dynamische Messung
Messungsbeginn
Messungsende
Version der Messung

STATISCHE MESSUNG

Standposition

Normal/offen Normal/geschlossen Matte/offen Matte/geschlossen



Bewegungsvermögen, Harmonie und Ökonomie

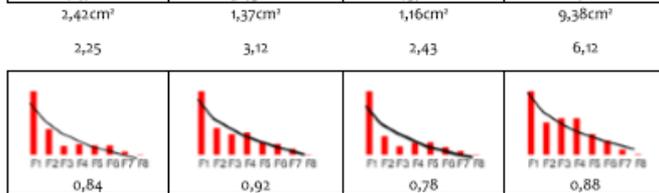
Strecke des Druckmittelpunkts (COPT)



Bewegungsfläche (ROM)

Stabilitätsenergie (STEI)

Harmonie (RQ)



Bewegungskontrolle

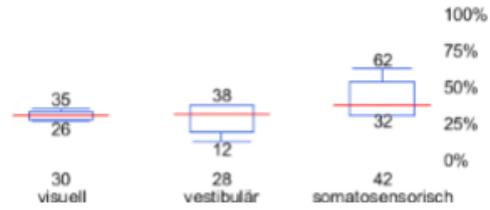
Zentralgesteuert (niederfrequent)

Reflex-gesteuert (hochfrequent)

Wahrnehmung

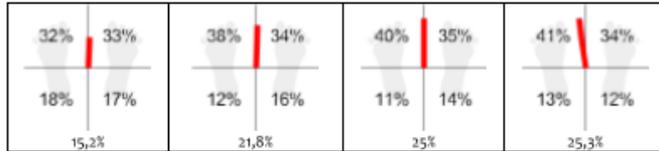
2,57 Feedbackpfade

0,7



Haltung

Gewichtsverteilung (WD)



WDI

7,59 11,1 12,65 12,74

DYNAMISCHE MESSUNG

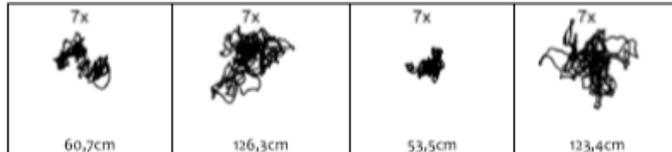
Standposition

Normal/offen Normal/geschlossen Matte/offen Matte/geschlossen



Bewegungsvermögen, Harmonie und Ökonomie

Strecke des Druckmittelpunkts (COPT)



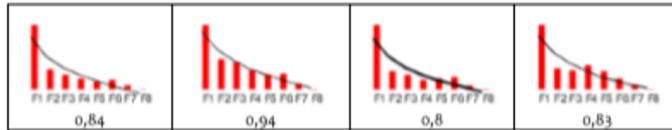
Bewegungsfläche (ROM)

4,86cm² 11,55cm² 1,87cm² 13,64cm²

Stabilitätsenergie (STEI)

4,01 7,95 2,98 7,07

Harmonie (RQ)

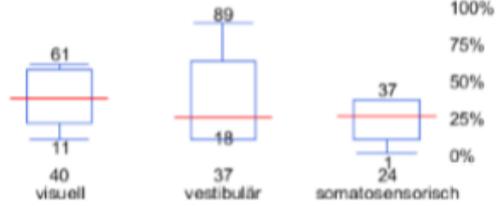


Bewegungskontrolle

Zentralgesteuert (niederfrequent)
Reflex-gesteuert (hochfrequent)

Wahrnehmung

2,99 Feedbackpfade
0,76



Haltung

Gewichtsverteilung (WD)



WDI

5,82 4,44 8,93 10,79

VERGLEICH ZU REFERENZGRUPPE

6 5 2				
Bewegungsvermögen, Harmonie und Ökonomie				
	Normal/offen	Normal/geschlossen	Matte/offen	Matte/geschlossen
Strecke des Druckmittelpunkts (COPT) - statische Messung				
Strecke des Druckmittelpunkts (COPT) - dynamische Messung				
Bewegungsfläche (ROM) - statische Messung				
Bewegungsfläche (ROM) - dynamische Messung				
STEI - statische Messung				
STEI - dynamische Messung				