

Orthopädische Klinik und Poliklinik, Universitätsmedizin Rostock
(Direktor: Prof. Dr. med. Wolfram Mittelmeier)

Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern

Inauguraldissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizin (Dr. med.)

der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von

Gila Wendt
geb. am 21.11.1985 in Berlin

Rostock, Dezember 2024

Dekan: Prof. Dr. med. Bernd J. Krause

1. Gutachter: Prof. Dr. med. Thomas Tischer

Malteser Waldkrankenhaus St. Marien, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

2. Gutachter: Prof. Dr. phil. Sven Bruhn

Universität Rostock, Institut für Sportwissenschaft

3. Gutachter: PD Dr. med. Lisa Bode

Universitätsklinikum Freiburg, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

Tag der öffentlichen Verteidigung: 27.01.2026

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	I
Tabellenverzeichnis	III
Symbol- und Abkürzungsverzeichnis	IV
1. Einleitung	1
2. Stand der Wissenschaft	7
2.1 Hamstring/Quadriceps-Ratio	7
2.1.1 Konventionelle H/Q-Ratio, ausgewählte Einflussfaktoren und Normwerte	7
2.1.2 RTD H/Q-Ratio und Normwerte.....	11
2.1.3 Funktionelle H/Q-Ratio und Normwerte	13
2.1.4 Forschungsstand zu den geschlechtsspezifischen Unterschieden	16
2.2 Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio	18
2.2.1 Definition Ermüdung.....	18
2.2.2 Forschungsstand zu Einflüssen auf Ermüdungsinterventionen.....	23
2.2.3 Forschungsstand zum Einfluss von Ermüdungsinterventionen auf die H/Q- Ratio	35
2.2.4 Forschungsstand zum Einfluss von Ermüdungsinterventionen und geschlechtsspezifischen Unterschieden auf die H/Q-Ratio.....	44
2.3 Forschungsdefizit.....	47
2.4 Zielstellung & Hypothesen.....	47
3. Material und Methode	49
3.1 Stichprobe.....	49
3.2 Studiendesign	50
3.3 Untersuchungsmethodik.....	51
3.3.1 Dynamometrie.....	51
3.3.2 Borg-Skala	53
3.4 Studienprotokoll	54
3.4.1 Familiarisierung.....	54
3.4.2 Warm-up	54
3.4.3 Isometrische maximale willkürliche Kontraktionen	54
3.4.4 Ermüdungsprotokoll	55
3.5 Statistische Analyse	59
4. Ergebnisse	60
4.1 Hypothese 1 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QiMVT und CH_HiMVT ist bei Frauen größer als bei Männern.	63

4.2	Hypothese 2 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QRTD und CH_HRTD ist bei Frauen größer als bei Männern.	63
4.3	Hypothese 3 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD ist bei Frauen größer als bei Männern.	63
5.	Diskussion	66
5.1	Hypothese 1 - Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QiMVT und CH_HiMVT ist bei Frauen größer als bei Männern.	66
5.1.1	Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters iMVT des M. quadriceps femoris (CH_QiMVT) bei Frauen und Männern	67
5.1.2	Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters iMVT der Hamstrings (CH_HiMVT) bei Frauen und Männern.....	71
5.2	Hypothese 2 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QRTD und CH_HRTD ist bei Frauen größer als bei Männern	75
5.2.1	Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters RTD des M. quadriceps femoris (CH_QRTD) bei Frauen und Männern	75
5.2.2	Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters RTD der Hamstrings (CH_HRTD) bei Frauen und Männern.....	78
5.3	Hypothese 3 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD ist bei Frauen größer als bei Männern.	80
5.3.1	Gegenüberstellung der Erkenntnisse aus Hypothese 1 zur Diskussion der CH_H/Q-iMVT	81
5.3.2	Gegenüberstellung der Erkenntnisse aus Hypothese 2 zur Diskussion der CH_H/Q-RTD.....	82
5.3.3	Interpretation und klinische Bedeutung	83
5.4	Limitationen.....	85
5.5	Ausblick	86
6.	Zusammenfassung.....	88
	Literaturverzeichnis	90
	Anhang	99

Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1. Biomechanik der ventralen Tibiatranslation bei Kontraktion des Quadriceps in gestreckter Kniegelenksposition im Vergleich zur gebeugten Position.** Anatomische Abbildung nach Abb. 148 aus Tittel [4], ergänzt um Winkel in der Sagittalebene zwischen der Patellasehne und der Longitudinalachse der Tibia (mittig in der Tibia und parallel nach ventral verschoben dargestellt). Nahe voller Streckung ist dieser am größten und der resultierende horizontale Vektor der Patellasehne zieht die Tibia translatorisch nach ventral (Pfeil). 3
- Abb. 2. Taxonomie der Fatigue nach Enoka von 2015 [60].** 20
- Abb. 3. Taxonomie der State Fatigue nach Behrens et al. von 2023 [61].** Abkürzungen: CNS: Zentrales Nervensystem, etc.: et cetera; Symbole: ?: zurzeit unbekannte Einflussfaktoren, die in Zukunft ergänzt werden sollten; 22
- Abb. 4. Studiendesign.** Abkürzungen: t_1 : Prätest, t_2 : Posttest, t_3 : Prätest, t_4 : Posttest; Symbole: Würfel: Symbol für Randomisierung..... 50
- Abb. 5. Positionierung der Probanden auf einem CYBEX NORM Dynamometer für die Kontraktion des M. quadriceps.**..... 53
- Abb. 6. Studiendesign für die Knieextensionsmessung.** Abkürzungen: Ext.: Extension, Flex.: Flexion, Familiaris.: Familiarisierung, Wdh.: Wiederholung, P: Pause, cv: Variationskoeffizient, s: Sekunde/n, °/s: Winkelgeschwindigkeit in Grad/Sekunde, QiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris, QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris, QMVTcon: konzentrisches maximales willkürliches Drehmoment (concentric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris..... 57
- Abb. 7. Studiendesign für die Knieflexionsmessung.** Abkürzungen: Flex.: Flexion, Ext.: Extension, Familiaris.: Familiarisierung, Wdh.: Wiederholung, P: Pause, cv: Variationskoeffizient, s: Sekunde/n, °/s: Winkelgeschwindigkeit in Grad/Sekunde, HiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Hamstringmuskulatur, HRTD: Explosivkraft (rate of torque development) der Hamstringmuskulatur, HMVTcon: konzentrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Hamstringmuskulatur. 58
- Abb. 8. Deskriptive Statistik für den Prä- und Posttest.** Die Daten sind als Mittelwert (Standardabweichung) dargestellt. **(A)** isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris (QiMVT); **(B)** Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris (QRTD); **(C)** Hamstring/Quadriceps-Ratio für iMVT (H/Q-iMVT); **(D)** iMVT der Mm. ischiocrurales (HiMVT); **(E)** RTD der Mm. ischiocrurales (HRTD); **(F)** Hamstring/Quadriceps-Ratio für RTD (H/Q-RTD)..... 62
- Abb. 9. Prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest.** Die Ergebnisse der Kovarianzanalyse sind als geschätzte Randmittel (Standardabweichung) adjustiert für das Drehmomentlevel während des Ermüdungsprotokolls (d. h. 50 %, 60 % oder 70 % von iMVT) dargestellt. CH: prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest; QiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris;

QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris; HiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Mm. ischiocrurales; HRTD: Explosivkraft (rate of torque development) der Mm. ischiocrurales; H/Q: Hamstring/Quadriceps-Ratio; * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$); † kennzeichnet eine statistische Tendenz ($p \leq 0,10$); ** kennzeichnet einen mittleren Effekt (Cohen's f 0,25 bis 0,39); *** kennzeichnet einen großen Effekt (Cohen's $f \geq 0,40$). 64

Abb. 10. Probandeninformation zur Studie: Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern. Abkürzungen: evtl.: eventuell ... 101

Abb. 11. Probandeneinwilligungserklärung zur Studie: Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern. Abkürzungen und Symbole: §: Paragraph; Abs.: Absatz; d. h.: das heißt..... 103

Abb. 12. Fragebogen zur Studie: Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern. 110

Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Probandencharakteristika und Spezifizierungen hinsichtlich des Drehmomentlevels während des Ermüdungsprotokolls. Die Ergebnisse sind als Mittelwert (Standardabweichung) oder Anzahl (Prozent) dargestellt.	60
Tab. 2. Deskriptive Statistik aller erhobenen Parameter für den Prä- und Posttest. Die Daten sind als Mittelwert (Standardabweichung) dargestellt.....	61
Tab. 3. Ergebnisse der Kovarianzanalyse (ANCOVA) adjustiert für das Drehmomentlevel während des Ermüdungsprotokolls (d. h. 50 %, 60 % oder 70 % von iMVT). Die Ergebnisse sind als geschätzte Randmittel (adjustierte Standardabweichung) dargestellt.....	65
Tab. 4. Studienergebnisse zu interventionsbedingten Abnahmen des Parameters iMVT des M. quadricpes femoris (CH_QiMVT) im Vergleich zu anderen Muskelgruppen bei Frauen und Männern bei dynamischer Intervention auf dem Dynamometer.	111
Tab. 5. Studienergebnisse zu interventionsbedingten prozentualen Abnahmen des Parameters RTD des M. quadricpes femoris (CH_QRTD) bei Frauen und Männern bei dynamischer Intervention auf dem Dynamometer.	113

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

°	Winkelgrad
°/s	Winkelgeschwindigkeit in Winkelgradgrad pro Sekunde
%	Prozent
§	Paragraph
ACL	anterior cruciate ligament, Vorderes Kreuzband
Abb.	Abbildung
Abs.	Absatz
ANCOVA	analysis of covariance, Kovarianzanalyse
ATP	Adenosintriphosphat
ADP	Adenosindiphosphat
BFR	Blood flow restriction, Restriktion des Blutflusses
bzw.	beziehungsweise
cv	coefficient of variation, Variationskoeffizient
d. h.	das heißt
EMD	Electromechanical Delay, elektromechanische Verzögerung
EMG	Elektromyogramm
etc.	et cetera
evtl.	eventuell
Ext.	Extension
Familiaris.	Familiarisierung
Flex.	Flexion
GET	Gravity effect torque, Drehmoment durch den Effekt der Schwerkraft
Hcon/Qcon	concentric H/Q-Ratio, konzentrische H/Q-Ratio
HEMDmax	maximum electromechanical delay of the Hamstrings, maximale elektromechanische Verzögerung der Hamstringmuskulatur
Hecc/Qecc	eccentric H/Q-Ratio, exzentrische H/Q-Ratio
HiMVT	isometric maximum voluntary torque of the Hamstrings, isometrisches maximales willkürliches Drehmoment der Hamstringmuskulatur
HMVTcon	maximum voluntary concentric torque of the Hamstrings, maximal willkürliches konzentrisches Drehmoment der Hamstringmuskulatur
HMVT/KG	maximum voluntary torque of the Hamstrings normalised to body weight, maximal willkürliches Drehmoment der Hamstringmuskulatur normalisiert zum Körpergewicht.
HRTD	Rate of torque development of the Hamstrings, Änderung des Drehmomentes der Hamstringmuskulatur über die Zeit
H/Q-Ratio	Hamstring/Quadriceps-Ratio
iMVT	isometric maximum voluntary torque, isometrisches willkürliches Spitzendrehmoment
iMVT-H/Q-Ratio	H/Q-Ratio of isometric maximum voluntary torque, H/Q-Ratio aus Werten der isometrischen willkürlichen Drehmomente
IPAQ	International Physical Activity Questionnaire
95%-KI	95%-Konfidenzintervall

Konz.	Konzentrisch
LIST	Loughborough Intermittent Shuttle Test
M.	Musculus, Muskel
MET	metabolic equivalent of task, metabolisches Äquivalent als Verhältnis des Arbeitsumsatzes zum Ruheumsatz
Min.	Minute(n)
MVT	Maximum voluntary torque, maximales willkürliches Drehmoment
MVTcon	maximum voluntary concentric torque, willkürliches konzentrische Spitzendrehmoment
MVTcon-Level	Level, hier Prozentwert des MVTcon
MVT-H/Q-Ratio	H/Q-Ratio of maximum voluntary torque, H/Q-Ratio aus Werten der maximalen willkürlichen Drehmomente
n/a	nicht verfügbar
NADPH-Oxidase 2	Nicotinamide adenine dinucleotide phosphate oxidase 2
Na-K-ATPase	Natrium-Kalium-Adenosintriphosphatase
Nv	spannungsgesteuerte Natriumionenkanäle
P	Pause
Pi	inorganic phosphate, anorganisches Phosphat-Ion
RM	(1) Repetition maximum, Maximalkraft bei einer einzelnen Wiederholung
RNS	Reactive nitrogen species, reaktive Stickstoffspezies
ROM	Range of motion, Bewegungsausmaß
ROS	Reactive oxygen species, reaktive Sauerstoffspezies
RPE	Rating of perceived exertion, Rate der wahrgenommenen Erschöpfung
RTD	Rate of torque development, Änderung des Drehmomentes über die Zeit
RTD-H/Q-Ratio	H/Q-Ratio of rate of torque development, H/Q-Ratio aus Werten der Änderung des Drehmomentes über die Zeit
SAFT ⁹⁰	soccer specific aerobic field test
SR	Sarkoplasmatisches Retikulum
Tab.	Tabelle
TTF	Time to task failure, Zeit zum Belastungsabbruch
QEMDmax	maximum electromechanical delay of the Quadriceps, maximale elektromechanische Verzögerung des Quadriceps
QiMVT	isometric maximum voluntary torque of the Quadriceps, isometrisches maximales willkürliches Drehmoment der Quadricepsmuskulatur
QMmax	maximum M-wave of the Quadriceps, maximale M-Welle des Quadriceps
QMVTcon	maximum voluntary concentric torque of the Quadriceps, maximal willkürliches konzentrisches Drehmoment der Quadricepsmuskulatur
QMVT/KG	maximum voluntary torque of the Quadriceps normalised to body weight, maximal willkürliches Drehmoment der Quadricepsmuskulatur normalisiert zum Körpergewicht.
QRTD	Rate of torque development of the Quadriceps, Änderung des Drehmomentes des Quadriceps über die Zeit
s	Sekunde(n)
u.a.	unter anderem

VKB	Vorderes Kreuzband
VO ₂ max	Maximale Sauerstoffaufnahme
v.a.	vor allem
Wdh.	Wiederholung(en)

1. Einleitung

Die Hamstring/Quadriceps-Ratio (H/Q-Ratio) ist bereits seit über sechs Jahrzehnten Bestandteil wissenschaftlicher Forschung [1]. Sie beschreibt das Muskelkraftverhältnis der dorsalen Oberschenkelmuskulatur im Verhältnis zur ventralen Oberschenkelmuskulatur. Die dorsale Muskelgruppe heißt auf Latein *Mm. Ischiocrurales*, wird im englischen Sprachgebrauch "Hamstrings" genannt und ist im deutschen Sprachgebrauch unter „Ischiocrurale Muskulatur“ bekannt. Die ventrale Muskulatur wird durch die Quadricepsmuskulatur repräsentiert, auf Latein *M. quadriceps femoris*, umgangssprachlich auch *M. quadriceps* oder einfach Quadriceps genannt. In ihren Hauptfunktionen wirken beide Muskelgruppen antagonistisch auf die Kniegelenksbeugung, beziehungsweise -streckung. In ihrem Ursprung setzen alle drei Anteile der Hamstrings (*M. biceps femoris*, *M. semitendinosus*, *M. semimembranosus*) am Becken (*Tuber ischiadicum*) an und überziehen somit ebenfalls das Hüftgelenk, welches durch ihre Kontraktion gestreckt wird. Die Quadricepsmuskulatur hat allein durch den *M. rectus femoris* eine beugende Kraft auf das Hüftgelenk, während die anderen drei Köpfe (*M. vastus lateralis*, *M. vastus medialis*, *M. rectus femoris*) allein kniestreckende Funktion haben.

Anlass zur Forschung über die H/Q-Ratio geben im Wesentlichen zwei Verletzungen, die überwiegend unter sportlicher Belastung auftreten. Dies ist zum einen die Muskelverletzung der Hamstrings und zum anderen die Ruptur des vorderen Kreuzbandes [1–3]. Das vordere Kreuzband (VKB) wird auf Latein „*Lig. cruciatum anterius*“ und im Englischen auch „*anterior cruciate ligament*“ genannt, sein Riss als „VKB-Ruptur“ bezeichnet.

Das Kniegelenk, auf das in Belastung vielfältige Kräfte wirken, ist das größte, komplizierteste und empfindlichste Gelenk des menschlichen Körpers. Zwischen Sprunggelenk und Hüftgelenk liegend spielt es eine wichtige Rolle sowohl in der Statik als auch in der Dynamik und vermittelt zwischen beiden eben genannten Gelenken [4]. Das Knie als Dreh-Scharniergelenk (*Trochoginglymus*), ermöglicht Streckung und Beugung (*Extension/Flexion*, *Ext/Flex*) im sogenannten „Roll-Gleitmechanismus“ und Außen- sowie Innenrotation in Flexionsstellung. Durch die inkongruenten Gelenkflächen berühren sich die artikulierenden Gelenkpartner Femur und Tibia nur auf relativ kleinen Linien (in *Extension*) oder punktförmig (in *Flexion*). Die beweglichen Menisken (*Meniscus medialis et lateralis*) helfen die Kongruenz zu verbessern und die Belastungsfläche zu vergrößern, was den Druck auf die betroffenen Strukturen verringert und dem Kniegelenk zu größerer Stabilität verhilft. Durch die fehlende knöcherne Stabilisierung ist das Knie auf einen guten Kapsel-Bandapparat im Zusammenspiel mit einem starken stabilisierenden Muskelmantel angewiesen. Die Seitenbänder (*Ligamentum collaterale mediale et laterale*) sichern die „Scharnierbewegung“. Die Kreuzbänder (*Ligamentum cruciatum anterius et posterius*) verbinden ebenfalls das Femur mit der Tibia und befinden sich in der *Fossa intercondylaris* des Femurs. Im Raum verläuft das vordere Kreuzband von superior, posterior, lateral nach inferior, anterior, medial [5]. Das hintere verläuft

entgegengesetzt. Hauptsächlich limitieren sie die posterior-anteriore Translation der Tibia in Relation zum Femur. Der orthopädische Test der Vorderen Schublade wird von dem vorderen Kreuzband, der hintere von dem hinteren Kreuzband limitiert [6]. Die Kreuzbänder hemmen außerdem eine Abduktion und Adduktion (vor allem in Beugstellung). In dieser Position werden auch die Rotationen durch die Kreuzbänder gehemmt. Bei der Innenrotation werden beide Bänder weiter um einander gewickelt, während sie bei der Außenrotation sich entwickeln. In allen Positionen des Kniegelenkes sind Teile der Kreuzbänder unter Spannung. Allerdings können Bänder alleine in sportlicher Belastung, in der ein vielfaches des Körpergewichtes wirken kann, das Kniegelenk nicht ausreichend stabilisieren [7].

Zum Tragen kommt nun ein balancierter Muskelmantel. Dieser ist verantwortlich für die physiologische Kinematik des Kniegelenkes und beeinflusst Belastungen, die auf dieses wirken [8]. Das VKB ist das Band, das am meisten die ventrale Translation verhindert [9]. Die Hamstrings arbeiten aus biomechanischer Sicht synergistisch mit dem VKB zusammen in der Verhinderung anteriorer Translation und Außen-Rotation der Tibia bei der Streckung des Knies von 80° bis 15° [10]. Eine Kokontraktion der Hamstrings mit dem Quadriceps, der die Streckung ausführt, ist hier sehr wichtig, da der Quadriceps durch seinen Zug, besonders nahe der vollen Streckung und bei hoher Kontraktionsgeschwindigkeit, einer der Hauptinitiatoren der anterioren Translation ist [9, 11, 12]. Begründet werden kann dies durch den Winkel in der Sagittalebene zwischen der Patellasehne und der Longitudinalachse der Tibia. Nahe voller Streckung ist dieser am größten und der resultierende horizontale Vektor der Patellasehne zieht die Tibia translatorisch nach ventral [12, 13] (siehe Abb. 1.). An Knien von Kadavern konnte gezeigt werden, dass durch Zug an der Quadricepssehne v.a. eine ventralen Translation der Tibia bewirkt wird und geringer auch eine Innenrotation der Tibia und Valgisierung [11, 12]. In vitro und in vivo Studien konstatierten, dass durch die Kraft des Quadriceps in streckungsnaher Position von weniger als 40 ° Kniebeugung das VKB vermehrt beansprucht wird [12]. Die Hamstrings hingegen wirken den Kräften des Quadriceps entgegen und ziehen die Tibia translatorisch nach posterior, am effektivsten in stärker gebeugter Kniegelenksposition. Vor allem in dieser vermindern sie somit die vordere Laxität und erhöhen die Gelenkstabilität. Eine Hyperextension kann durch sie verhindert werden [10, 12]. Eine suffiziente Hamstringmuskulatur kann übermäßige Auslenkungen der Tibia reduzieren und das VKB vor Verletzungen schützen [9, 11]. Besonders in gebeugter Kniegelenksposition kann die Muskulatur das VKB entlasten [12]. Eine Dysbalance zwischen Hamstrings und Quadriceps hingegen kann eine Ruptur desselben begünstigen [1, 2, 14]. Die bremsende Funktion der Hamstrings durch exzentrische Kontraktion spielt auch im Sprint eine große Rolle. Exzentrische Kontraktion produziert hohe intrinsische Muskelkraft. Sind die Hamstrings zu schwach in Relation zum Quadriceps laufen sie Gefahr einer Verletzung, wie einer Zerrung [15].

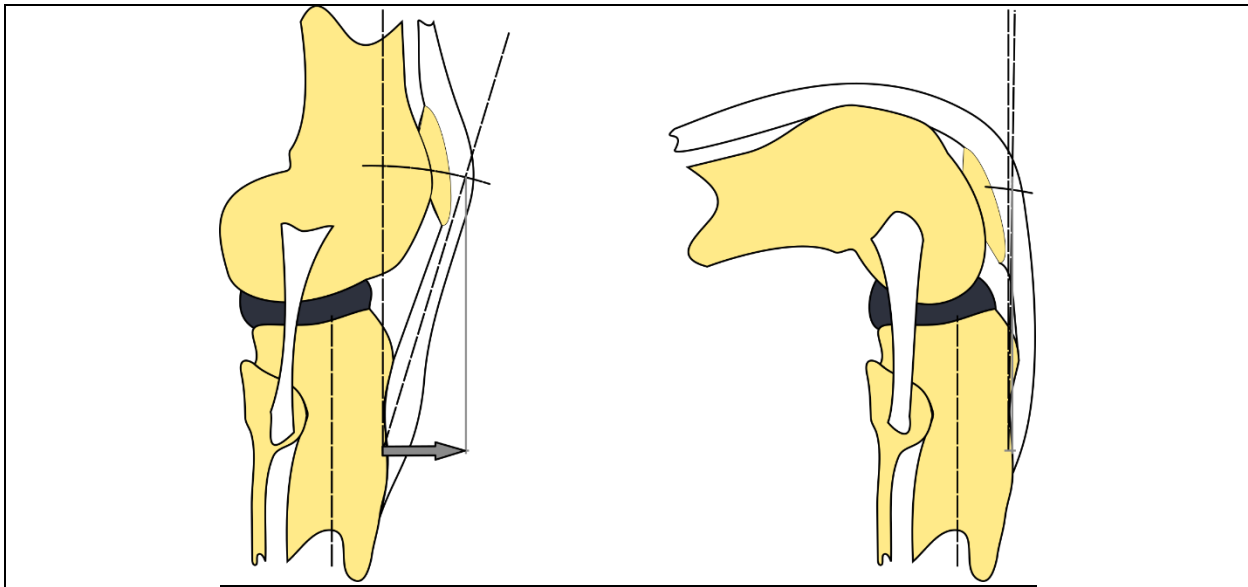


Abb. 1. Biomechanik der ventralen Tibiatranslation bei Kontraktion des Quadriceps in gestreckter Kniegelenksposition im Vergleich zur gebeugten Position. Anatomische Abbildung nach Abb. 148 aus Tittel [4], ergänzt um Winkel in der Sagittalebene zwischen der Patellasehne und der Longitudinalachse der Tibia (mittig in der Tibia und parallel nach ventral verschoben dargestellt). Nahe voller Streckung ist dieser am größten und der resultierende horizontale Vektor der Patellasehne zieht die Tibia translatorisch nach ventral (Pfeil).

Die vordere Kreuzbandruptur: epidemiologische und sozioökonomische Einordnung

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes ist eine der häufigsten Verletzungen des Sportes und die häufigste Bänderverletzung des Kniegelenkes. Ihr folgt eine lange Genesungszeit mit hohen sozioökonomischen Kosten. Ihre Inzidenz hat in den letzten Jahren zugenommen [8, 16]. Dies ist einerseits auf eine bessere Diagnostik, aber vor allem auch auf eine Zunahme an sportlichen Freizeitaktivitäten zurückzuführen [17, 18]. Weltweit betrachtet haben die skandinavischen Länder Norwegen, Schweden und Dänemark als einzige ein national organisiertes Registriersystem für VKB-Rupturen. Wobei für Dänemark die Teilnahme obligat ist und in den anderen beiden Ländern freiwillig. Die registrierte Inzidenz in der zweiten Hälfte der 1990er Jahre liegt zwischen 32 und 38 Verletzungen pro 100 000 Einwohnern. Daten aus den USA, Neuseeland und Deutschland zeigen ähnliche Werte [16]. 70 % der Kreuzbandrupturen treten beim Sport in einer Altersspanne zwischen 15 und 45 Jahren auf [7, 17]. Vergleichbare Werte in sportartspezifischen Studien zu finden, ist teils schwierig, da die Anzahl der Fälle unterschiedlich berechnet wird. Sie können pro Athlet, pro Tag oder pro Athlet, pro Exposition (Wettkampf oder Training, in dem eine Verletzung auftreten kann) angegeben werden. Typische Situationen für eine Kreuzbandruptur sind Kontaktsportarten, Bewegungsabläufe mit schnellen Richtungswechseln und Landungen nach einem Sprung [17]. Zu diesen risikoreichen Sportarten zählen Ballsportarten, wie Fußball, Handball, Basketball und Volleyball [7, 19]. In Ländern mit Skiregionen wird ein wesentlicher Anteil der VKB-Rupturen auch durch Skisport verursacht [20]. Singh kommt im Review von 2018 zu dem Schluss, dass Kreuzbandrupturen aufgrund ähnlicher allgemeiner Inzidenzen in den verschiedenen Ländern, wenig von regionalen genetischen oder umweltbedingten Einflüssen abhängig sind. Vielmehr wird

vermutet, dass unterschiedliche Inzidenzen in verschiedenen Ländern in der gleichen Sportart darauf hindeuten, dass verschiedene Trainingsprogramme die Verletzungsrate mehr beeinflussen [16].

Im Allgemeinen sind Männer häufiger betroffen, da sie öfter die risikoreichen Sportarten praktizieren. Allerdings ist auffällig, dass Frauen, bezogen auf die einzelnen Sportarten und in Relation zu der Anzahl exponierter Menschen bzw. Zeit der Exposition, in Ballsportarten 2,4 bis 9,5 mal häufiger und in Skisportarten 3,1 mal häufiger betroffen sind als Männer [9, 18, 19, 21]. Aus der schwedischen Datenbank lässt sich auch erkennen, dass junge Fußballspielerinnen mehr zu Wiederverletzungen oder Verletzungen des kontralateralen VKB neigen [22].

Eine Studie von Hawkins et al. von 2001 untersuchte die allgemeine Verletzungsinzidenz im englischen Profifußball. Bei Verletzungen, die im Wettkampf stattfanden wurde belegt, dass signifikant mehr Verletzungen am Ende einer jeden Halbzeit auftraten und in der zweiten Halbzeit mehr als in der ersten. Unter den Körperregionen war das Kniegelenk am zweithäufigsten betroffen nach dem Oberschenkel, wobei von allen Verletzungen zuerst muskuläre und am zweithäufigsten ligamentäre Verletzungen auftraten. Im Vergleich der muskulären Verletzungen des Quadriceps- und der Hamstringmuskulatur fielen 67 % auf die Hamstringmuskulatur und 33 % auf die Quadricepsmuskulatur. Die meisten Verletzungsmuster wurden den Nicht-Kontakt-Situationen zugeordnet [23].

Die vordere Kreuzbandruptur: Physiologische und biomechanische Ursachen

Betrachtet man mögliche Verletzungsmechanismen und -situationen von VKB-Rupturen, fällt auf, dass 72-95 % der VKB-Rupturen durch Nicht-Kontakt-Situationen zu Stande kommen. Das heißt, dass keine Kraft von außen, wie zum Beispiel ein Spieler, an dem Unfallmechanismus beteiligt ist [7]. Meistens entstehen diese Verletzungen in Ballsportarten. Durch Videoanalyse von diversen Spielen weiblicher und männlicher Spieler, wurde ausgemacht, dass einbeiniges Landen nach einem Sprung, und plötzliche Stopp- und Drehbewegungen zu risikoreichen Spielsituationen zählen [7]. Genauere Betrachtungen dieser Situationen zeigen, dass aus einer beschleunigten Bewegung heraus der Spieler mit relativ gestrecktem Bein Bodenkontakt aufnimmt, während der Körperschwerpunkt meist hinter dem Zentrum des Kniegelenkes ist. Der betroffene Quadriceps wird nun tätig in seiner Funktion als Antigravitationsmuskel, indem er das Kniegelenk in relativer Streckung exzentrisch kontrahierend stabilisiert und die Bewegung abbremst. Zusätzlich trägt er durch seine hüftbeugende Komponente dazu bei, dass die Hüfte flektiert und der Oberkörper nach vorne geholt werden kann. In solchen Situationen mit starkem Einfluss der Quadricepskontraktion befindet sich das Kniegelenk in leichter Beugung, Valgus- und Außenrotationsstellung, die zu Rupturen des VKB führen kann [12, 18, 20] .

Funktionelle Stabilität des Kniegelenkes: Bedeutung der reflexiven, neuromuskulären Kontrolle

Verschiedene Studien zeigten, dass auf einen Verletzungsreiz die Hamstrings durch adäquat schnelle Kraftentfaltung maßgeblich zur funktionellen Stabilität des Kniegelenkes beitragen können. Die funktionelle Stabilität zeichnet sich durch ein angemessenes Zusammenspiel der antagonistischen Muskeln mit Einbezug der passiven Strukturen, wie den Bändern, aus [7]. Am Knie kann diese funktionelle Stabilität durch das Maß der Verhinderung der posterior-anterioren tibialen Translation zum Ausdruck gebracht werden [8]. Die Aktivierung der Hamstrings auf einen Stimulus hin, wie zum Beispiel einen Verletzungsreiz, benötigt durch Ablauf eines Reflexbogens etwas Zeit, die als Muskelreaktions- oder Latenzzeit bezeichnet wird. Mechanorezeptoren in der Muskulatur und im VKB können abweichende Gelenkstellungen, die als Verletzungsreiz gelten können, registrieren und somit den Reflexbogen aktivieren, der über Alpha-Motoneurone die Hamstrings korrigierend aktiviert. Mechanorezeptoren sind im Rahmen der unbewussten neuromuskulären Kontrolle auch für die physiologische Kinematik des Kniegelenkes von Bedeutung. Invasive sowie konservativ aufgebaute Studien zeigten, dass die mechanische oder elektrische Stimulation des VKB zu messbarer Aktivität in der Hamstringmuskulatur führt [7].

Die vordere Kreuzbandruptur: Ursachen der häufigeren Inzidenz bei Frauen

Zu den Gründen der höheren Rate von VKB-Rupturen bei Frauen in Nicht-Kontakt-Situationen wurden bereits vielfältige Studien durchgeführt, die umweltbedingte, anatomische, biomechanische, hormonelle und neuromuskuläre Einflussfaktoren untersuchten [19, 24–27]. Ein einziger Risikofaktor für alle Verletzungssituationen konnte nicht gefunden werden. Vielmehr seien Verletzungen multifaktorieller Genese [25]. Zur Prävention von VKB-Rupturen scheinen neuromuskuläre Faktoren die am aussichtsreichsten zur Senkung der Inzidenz, während andere Faktoren kontroverser diskutiert werden, beziehungsweise nicht ausreichend untersucht sind oder nicht zu beeinflussen sind, wie anatomische Variationen [25].

Bewegungsanalysen haben ergeben, dass zum Beispiel beim Drop and jump-Test Frauen mit geringeren Beugewinkeln in Hüfte und Knie landen als Männer und diese auch schneller erreichen, was bedeutet, dass wirkende Kräfte abrupter absorbiert werden. Während Männer durchschnittlich mit 31 ° Kniebeuge landen, weisen Frauen in diesem Aspekt nur 17 ° auf. Die Valgusstellung ist zudem erhöht bei Frauen. Die stärkere Streckhaltung im Knie führt zu größeren auf die Tibia wirkenden ventral translatierenden Kräften des Quadriceps, die hoch genug sein können, um das VKB zu zerreißen. Die Hamstrings hingegen haben in stärkerer Streckhaltung einen kürzeren Hebelarm als bei vermehrtem Kniebeugewinkel. Somit können sie weniger der ventralen Tibiatranslation entgegenwirken. Außerdem werden die Hamstrings beim Landen weiblicher Athleten langsamer aktiviert [7]. Im Allgemeinen weisen Frauen zudem eine höhere Gelenklaxität auf, die auch mit einem verminderten Sinn für die Gelenkstellung einhergeht. Dadurch kann stabilisierende Muskelaktivität schlechter genutzt werden [7, 29].

Geschlechtsspezifisch konnte zudem bei Hochleistungssportlerinnen gezeigt werden, dass diese auf experimentelle ventrale Translation der Tibia mit einer Aktivierung des Quadriceps reagieren im Gegensatz zu männlichen Hochleistungssportlern und untrainierten, die dominierend mit den Hamstrings reagierten [28].

Die vordere Kreuzbandruptur: Konsequenzen und derzeitige Präventionsprogramme

Ist das VKB erst einmal gerissen, ist die Propriozeption des Gelenkes vermindert und die neuromuskuläre Führung reduziert [7]. Dadurch kann es zu Subluxationen kommen. Neben akuten Folgen von langwierigen Ausfällen im Leistungssport und auch in anderen Berufen abseits des Sportes, sind Langzeitfolgen Schäden von Menisken und Gelenkknorpel [12]. Lohmander et al. zeigten, dass Rekonstruktionen des VKB diese Langzeitfolgen nicht verhindern konnten. Wahrscheinlich entstehen Meniskus- und Knorpelschäden schon bei dem initialen Trauma des VKB. In der Follow-up-Studie zeigten nach 12 Jahren 82 % der partizipierenden Probanden radiologische Zeichen von Arthrose [18].

Als oberstes Ziel gilt es, die VKB-Ruptur zu vermeiden. Entsprechende Präventionsprogramme wurden in den letzten Jahren erarbeitet und in Studien umgesetzt. Eine Metaanalyse von Metaanalysen hat 2018 ergeben, dass im Allgemeinen VKB-Rupturen mit solchen Interventionsprogrammen um 50 % reduziert werden können. Die Reduktion von Nicht-Kontakt-VKB-Rupturen im Frauensport lag sogar bei 67 % [30]. Studien zur Verletzungsreduktion im Männersport sind wesentlich geringer in der Zahl. Jedoch weisen sie ebenfalls Erfolg für Präventionsprogramme auf [30]. Allerdings existiert momentan kein standardisiertes Präventionsprogramm [25]. Erfolg hatten diejenigen Programme, die vor allem auf der Modifikation des neuromuskulären Systems bauten und mehrere Komponenten einschlossen. Zu diesen zählen Plyometrie, dynamisches Gleichgewichts- und Krafttraining, Dehngymnastik der unteren Extremität, genauso wie Training von Rumpfkraft und -kontrolle sowie Beweglichkeit, Körperbewusstsein, Propriozeption und Schulung von Entscheidungsbildung [25, 30]. So soll gelehrt werden, wie mit größeren Hüft- und Kniewinkeln und weniger Bewegung in der Frontalebene das Landen und Abbremsen ausgeführt wird [25]. Trotz der Forschung für diese Programme seit über zwei Jahrzehnten ist nicht sicher, welche Komponenten welchen Stellenwert für die Reduktion von VKB-Rupturen haben [25, 30]. Zur Prävention von VKB-Rupturen oder kontralateralen Rupturen werden aktuell auch biopsychosoziale Einflüsse diskutiert [31].

2. Stand der Wissenschaft

2.1 Hamstring/Quadriceps-Ratio

2.1.1 Konventionelle H/Q-Ratio, ausgewählte Einflussfaktoren und Normwerte

Wie bereits erwähnt, kann eine Dysbalance der Hamstringmuskulatur zu der Quadricepsmuskulatur zu Verletzungen führen. Bei der Hamstring/Quadriceps-Ratio (H/Q-Ratio) wird die Kraft der Hamstringmuskulatur in das Verhältnis zur Kraft der Quadricepsmuskulatur gesetzt. Die konventionelle H/Q-Ratio wird ermittelt durch das Spitzendrehmoment der Ischiocruralen Muskulatur (Hamstrings), das in das Verhältnis zum Spitzendrehmoment der Quadricepsmuskulatur bei gleicher Kontraktionsart und gleicher Winkelgeschwindigkeit gesetzt wird [11, 32]. Für das Spitzendrehmoment wird oft synonym maximum voluntary contraction (MVC), maximum voluntary force (MVF) oder maximum voluntary torque (MVT) genutzt [33]. Die konventionelle H/Q-Ratio kann also gebildet werden aus Werten konzentrischer Kontraktion beider Muskelgruppen (Hcon/Qcon) oder der exzentrischen Kontraktion beider Muskelgruppen (Hecc/Qecc) bei gleicher Kontraktionsgeschwindigkeit als auch aus Werten isometrischer Kontraktion beider Muskelgruppen (iMVT-H/Q-Ratio, isometric maximum voluntary torque H/Q-Ratio, H/Q-Ratio aus maximaler isometrischer willkürlicher Kontraktion) [11]. Im Folgenden wird unter der konventionellen H/Q-Ratio die konzentrische H/Q-Ratio verstanden. Die exzentrische (Hecc/Qecc) als auch die isometrische (iMVT-H/Q-Ratio) werden dann als solche benannt. Einfluss auf die konventionelle H/Q-Ratio haben verschiedene Variablen, Größen und Gesetze. Hierzu zählen die Muskelkontraktionsarten (isometrisch, dynamisch konzentrisch, dynamisch exzentrisch), die Winkelgeschwindigkeit bei den dynamischen Kontraktionsarten, die Ausgangsstellung des Probanden mit Augenmerk auf die Hüftgelenks- und Kniegelenkwinkel, das Gesetz für einarmige Hebel, der Ausgleich der Erdanziehungskraft, sowie die Studienpopulation [10, 11, 15]. Auf diese Variablen wird auf den nächsten Seiten näher eingegangen.

Ausgangsstellung

Eine Veränderung der Hüft- und Kniegelenkwinkel führt zu einer Längenveränderung, der die Gelenke bewegenden Muskeln. Die Ischiocrurale Muskulatur sowie der M. rectus femoris sind zweigelenkige Muskeln, die über diese beiden Gelenke führen. In der Skelettmuskelmechanik kann ein Muskel nach dem Längen-Kraft-Diagramm in seiner Ruhelage die meiste Kraft aufbringen (Spitzendrehmoment). Eine Dehnung oder Verkürzung des Muskels führt zu geringerer Kraftentfaltung durch ungünstigere Arbeitsbedingungen für die Muskelfilamente Aktin und Myosin. Die optimale Muskellänge der kniebeugenden Muskulatur liegt für isometrische Kontraktionen bei ungefähr 20 – 30 ° Kniebeugung, während die Kniestrecker ihr Optimum bei 60 ° - 70 ° Kniebeugung besitzen [10, 11]. Wird die H/Q-Ratio isometrisch bei einem eher gestreckten

Kniegelenk ermittelt, werden höhere Werte erreicht, da die Kniebeuger, die bei der Ratio im Zähler stehen, in eine bessere Position kommen relativ zu den Streckern [11].

Für die Hüftgelenksposition gilt, dass die Kniestrecker höhere Werte erreichen, wenn das Hüftgelenk in einer stärker gestreckten Position ist, während die Kniebeuger in einer gebeugten Hüftgelenksposition höhere Werte erreichen [34]. Studien unterschiedlicher Ausgangspositionen sind somit nicht ohne weiteres zu vergleichen. Oft richtet sich die Wahl der Hüft- und Kniegelenkwinkel nach funktionellen Ansprüchen. So soll zum Beispiel die Haltung während des Sprints mit 10 ° Hüftgelenksbeugung [35] oder die Landephase eines Sprunges mit initialem Bodenkontakt mit knapp 40 ° [20] nachempfunden werden, um speziell in dieser Situation wirkende Muskelkraftverhältnisse zu untersuchen.

Muskelkontraktionsarten und Winkelgeschwindigkeiten

In vorherigen Studien konnte festgestellt werden, dass sowohl die Ischiocrurale als auch die Quadricepsmuskulatur höhere absolute Kraftwerte in exzentrischer als in konzentrischer Kontraktionsweise produzieren [11, 36]. Die maximale exzentrische Kontraktionen scheint weitestgehend unabhängig von der Kontraktionsgeschwindigkeit zu sein [11, 36].

Wird bei der dynamischen konzentrischen Kontraktion eine höhere Kontraktionsgeschwindigkeit gefordert, so sinkt die Fähigkeit des Muskels zur Kraftentfaltung [34, 37, 38]. Das Spitzendrehmoment bei konzentrisch dynamischer Kontraktionsweise verlagert sich mit steigender Geschwindigkeit in Winkel des Bewegungsausmaßes, die später erreicht werden [37, 39–41]. Ein Erklärungsansatz wird dadurch gefunden, dass in der längeren Beschleunigungsphase, zum Beispiel bis zur festgesetzten Winkelgeschwindigkeit durch ein Dynamometer, der Unterschenkel den optimalen Winkel des absoluten Spitzendrehmomentes bereits überschritten hat. Je höher die Winkelgeschwindigkeit ist, desto mehr verlagert sich der Winkel des Spitzendrehmomentes in spätere Kontraktionsphasen, bzw. Winkel. Somit kann das absolute Spitzendrehmoment, zu dem die Muskelgruppe im Stande wäre, nicht erreicht werden. Es wird darauf aufmerksam gemacht, dass Probanden, die nicht aus schnellkraftbezogenen Sportarten kommen, bereits bei 180°/s den neuromuskulären Anspruch einer schnellen Kontraktion nicht mehr genügen können. Bei Ihnen kann es ab dieser Winkelgeschwindigkeit zu diesen Verschiebungen des Spitzendrehmomentwinkels kommen [37, 40]. In diesem Kontext fanden Kannus und Beynon [40] in Übereinstimmung mit Thorstensson et al. [39]. heraus, dass die Quadricepsmuskulatur bei 60 °/s das Spitzendrehmoment bei 54 ° Kniestreckung aufweist. Bei 180 °/s fällt dieser auf 43 ° bei Männern und auf 44 ° bei Frauen. Hochleistungssportler wurden bei bis zu 600 °/s Kniestreckung untersucht. Bei langsamen Geschwindigkeiten können sie bereits nahe der 90 ° Kniebeugung den Spitzendrehmoment aufbringen, der sich mit zunehmender Geschwindigkeit auf bis zu 33 ° in der Kniestreckung verschieben kann [40]. Die sportlich nicht spezifisch adaptierte Ischiocrurale Muskulatur von Männern veränderte das Spitzendrehmoment von 33 ° auf 40 ° bei der Steigerung von 60 °/s auf 180 °/s. Frauen zeigten Winkel auf, die jeweils 4 ° darüber lagen. Somit zeigten sie das

Spitzendrehmoment in Winkelgraden, in denen nach dem Prinzip des Längen-Kraft-Diagramms physiologisch eine geringere Kraftentwicklung möglich ist [40].

Bei langsamer Kontraktionsgeschwindigkeit hingegen ähnelt die Kurve der maximalen Drehmomente der isometrischen Kraftkurve, die an verschiedenen Winkelgraden abgetragen wurde [34, 37]. Das isometrische Spitzendrehmoment befindet sich, wie bereits oben genannt, für die Kniestrecker bei ungefähr 60 ° - 70 ° Kniebeugung, für die Kniebeuger bei 20 ° - 30 ° [37, 40]. Dies scheinen die optimalen Winkel für die maximal möglichen Drehmomente zu sein. Das heißt, solange die Winkelgeschwindigkeit in einem niedrigen Bereich ist, in der die Muskulatur genug Zeit zur Kraftentwicklung bis zum Erreichen dieser Winkel hat, werden sich die Spitzendrehmomentwinkel nicht verändern [37].

Gesetz für einarmige Hebel und Ausgleich der Erdanziehungskraft

Die aufzubringende Muskelkraft einer Muskelgruppe in einem bestimmten Bewegungsablauf wird auch von dem Hebelgesetz für einarmige Hebel bestimmt: $\text{Kraft} \times \text{Kraftarm} = \text{Last} \times \text{Lastarm}$. Denn die aufzubringende Kraft hängt auch von der Position des Hebelarmes im Raum ab. Nach dem anzuwendenden Hebelgesetz für einarmige Hebel verändert sich dabei die Länge des Last- und Kraftarmes und damit auch die aufzubringende Kraft mit veränderter Gelenkstellung.

Bei einer Bewegung in der vertikalen Ebene ist für die aufzubringende Kraft ebenfalls entscheidend, ob ein Muskel die Masse, die an dem zu bewegenden Hebelarm wirkt (Last) mit oder gegen die Schwerkraft bewegt. Während die eine Muskelgruppe gegen die Schwerkraft arbeitet, muss der Antagonist bei der Arbeit mit der Schwerkraft weniger Kraft aufbringen. Zum Einfluss von der Schwerkraft auf am Dynamometer gemessene Drehmomente wurde v.a. in den 1980er Jahren geforscht. Hier wurde das sogenannte Gravity effect torque (GET, Drehmoment durch den Effekt der Schwerkraft) ermittelt. Es ist das Drehmoment aus der Wirkung der Schwerkraft auf das Gewicht des Beines distal der Kniebeugeachse und auf das Gewicht des Dynamometerarmes in dem Winkel des Spitzendrehmomentes [42, 43]. Dieser Wert kann für jeden Gelenkwinkel berechnet werden und wird anschließend zum Beispiel bei Ausgangsstellungen im Sitz oder der Rückenlage auf das gemessene Drehmoment des Quadriceps addiert, bzw. von dem Drehmoment der Ischiocruralen Muskulatur abgezogen. Ohne Schwerkraftkorrektur wird in diesen Positionen die Quadricepskraft unterschätzt, während die Kraft der Ischiocruralen Muskulatur überschätzt wird [34, 42, 44]. Die schwerkraftkorrigierten konventionellen H/Q-Ratios blieben relativ konstant bei Veränderung von Kontraktionsgeschwindigkeit und -art. Unkorrigierte konzentrische H/Q-Ratios zeigen zum Beispiel bei Anstieg der Kontraktionsgeschwindigkeit ebenfalls einen Anstieg [42, 43, 45].

Bei der Kraftmessung unter Laborbedingungen ist also zu beachten, dass die Gelenkwinkel und die Stellung der Hebel im Raum zu den realen Vorkommnissen bei sportlichen Aktivitäten verändert sind und dass dies Einfluss auf die resultierenden Kräfte hat [35].

Studienpopulation

Der Einfluss der Studienpopulation auf die Messwerte ist sehr vielschichtig. Geschlechtsspezifische Unterschiede in der H/Q-Ratio werden im Kapitel 2.1.4 erläutert. Im Alter nimmt die absolute Muskelkraft kontinuierlich ab [34, 46]. Die Ausprägungen des Kraftverlustes variieren nach der Körperregion. Der Kraftverlust scheint direkt abhängig von der Muskelmasse zu sein. Denn setzt man die Muskelkraft in Relation zur Muskelmasse, so verringern sich alters- und geschlechtsspezifische Unterschiede oder sie heben sich gar auf [47]. Einfluss auf Studienergebnisse haben aber auch Aspekte wie die Motivation der Probanden, ihre Vertrautheit mit der Gerätschaft und dem Ablauf, vorausgegangene Verletzungen oder aber auch die Anthropometrie, die Muskelfaserzusammensetzung, Ansatzpunkte der Muskeln und Zusammensetzung der Körpermasse [34]. Der Trainingszustand der Probanden und die spezifische neuromuskuläre Adaptation an geforderte Belastungen der einzelnen Sportarten oder gar Positionen im Spiel wirken sich ebenfalls auf die H/Q-Ratio aus [15, 34]. Im nächsten Kapitel zu Normwerten wird darauf noch einmal eingegangen.

Normwerte

Seit über 60 Jahren ist die H/Q-Ratio Thema wissenschaftlicher Forschung [1]. Es etablierten sich mit der Zeit verschiedene H/Q-Ratios, die sich mit den Muskelkontraktionsarten und teils mit dem Kraftanstieg über die Zeit auseinandersetzen.

Über die konzentrische H/Q-Ratio (H_{con}/Q_{con}), bei einer Winkelgeschwindigkeit von 60 °/s wurde in dieser Zeit am meisten berichtet [10]. Übereinstimmend konnte festgestellt werden, dass die Quadricepsmuskulatur stärker ist, als die Ischiocrurale Muskulatur. [34]. Die Dominanz des Quadriceps kann durch seinen physiologischen Muskelfaserquerschnitt erklärt werden, der 93% größer ist, als der der Ischiocruralen Muskulatur [9]. Jedoch wurden durch uneinheitliche Studienbedingungen, wie oben dargelegt, Werte von 0,43 bis 0,90 für die konventionelle konzentrische H/Q-Ratio gefunden [10].

Dem Forschungsstand nach sollte die konzentrische H/Q-Ratio Verletzungen der unteren Extremität, im Besonderen der Ischiocruralen Muskulatur und des vorderen Kreuzbandes, vorhersagen und in der Rehabilitation als Richtmaß dienen [8, 10, 15]. In diesem Sinne etablierte sich 0,6 als allgemeiner Richtwert, deren Unterschreitung mit einem erhöhten Verletzungsrisiko assoziiert sei. Jedoch konnten verschiedene Studien mit Studienpopulationen aus unterschiedlichen Sportarten, unterschiedlichen Geschlechts und Alters keinen gemeinsamen Richtwert feststellen [10]. Yeung unterstützt deshalb die Idee, dass ein solcher prädiktiver Normwert sich zwischen den Sportarten unterscheiden kann und sich nach den speziellen Anforderungen einer jeden Belastung richten sollte [15]. Dies formulierte 1982 auch schon Nosse in seinem Review, der die H/Q-Ratio auch abhängig von Geschlecht, Alter, Leistungsniveau und nach genutzten Kräftigungsgeräten anpassen wollte. [34]

Abhängige Normwerte beeinflusst durch die Kontraktionsgeschwindigkeit

Eine spezielle Anforderung vieler Sportarten stellt die Kontraktionsgeschwindigkeit dar, wie zum Beispiel im Sprint oder bei Feldsportarten. Im normalen Gang streckt das Knie mit ungefähr 230 °/s [48]. Diese Geschwindigkeit kann sich auf bis zu 700 °/s erhöhen [39]. In weiteren Studien wurde die Winkelgeschwindigkeit des Dynamometers von den häufig genutzten 60 °/s auf 180 °/s heraufgesetzt. Den Ergebnissen von Yeung et al. nach hatten Athleten mit einem Wert von 0,6 in der konventionellen H/Q-Ratio bei 180 °/s sogar ein um den Faktor 17 erhöhtes Risiko, sich die Ischiocrurale Muskulatur zu verletzen [15]. Im Allgemeinen wurden Werte von 0,73 bis 0,79 gefunden. Knapik et al. fand nicht nur heraus, dass Athletinnen mit einer Ratio von weniger als 0,75 ein um 1,6 erhöhtes Risiko für Verletzungen der unteren Extremität hatten, sondern auch, dass diese Verletzungen häufig mit weiteren Dysbalancen einhergehen, wie einseitig verminderte Kniebeugekraft in Relation zur Gegenseite oder eine einseitig verminderte Hüftgelenksstreckung [49]. Es sei hier noch angemerkt, dass eine Verminderung der Winkelgeschwindigkeit im Dynamometer auf 30°/s nach den Ergebnissen von Knapik et al. keinen Rückschluss auf potentielle Verletzungen mehr zulässt.

2.1.2 RTD H/Q-Ratio und Normwerte

In neueren Betrachtungen legte man das Augenmerk nicht nur auf die maximal erreichbare Kontraktionsgeschwindigkeit, sondern auch auf die Explosivkraft des neuromuskulären Systems, dessen Fähigkeit zum möglichst schnellen Kraftanstieg in Reaktion auf seine Aktivierung damit beschrieben werden soll [9]. Diese wird u.a. bestimmt durch die Fähigkeit des möglichst steilen Kraftanstieges pro Zeiteinheit von Beginn einer Kontraktion an [50]. Für diesen Parameter wurden in der englischsprachigen Literatur viele Synonyme genutzt, wie Rate of torque development (RTD), Rate of force development (RFD), explosive strength, rapid force capacity, um nur einige zu nennen [50]. Diese Fähigkeit des Motorischen Systems ist einerseits relevant für Hochleistungssportler und deren Leistungsdiagnostik und der Bestimmung des Wiedereinstiegs in sportliche Belastung nach schweren Knieverletzungen, aber auch für ältere Menschen zur schnellen Wiederherstellung der posturalen Stabilität im Rahmen der Sturzprophylaxe. [50, 51]. Im sportwissenschaftlichen Bereich ist die RTD ein Maß für Ermüdung und Regeneration und ein indirektes Maß für strukturellen Muskelschaden nach exzentrischer Belastung [50]. Die Messung der RTD unterliegt vielen Variablen im Bereich der Methodik und der Beanspruchung des neuromuskulären und des muskulotendinösen Systems [50]. Isometrisch ermittelte RTD-Werte sind deutlich geringer als dynamisch ermittelte. Die Differenz erhöht sich noch, wenn die Werte zur Maximalkraft ins Verhältnis gesetzt werden [50]. Der Kraftanstieg erfolgt früher und höher bei elektrischer Nervenstimulation als bei willkürlicher Muskelaktivierung [50]. Ebenfalls Einfluss nehmen die Messapparaturen, die Raumtemperatur, die Art der Anweisungen an den Probanden sowie die Auswertungsmodalitäten [50]

Zebis et al. führten 2011 zum ersten Mal eine Studie durch, bei der RTD-Werte der Hamstrings und der Quadricepsmuskulatur in einer gemeinsamen Studie untersucht wurden und führten damit die

RTD-H/Q-Ratio ein, die zu verschiedenen Zeitpunkten zwischen 0 und z.B. 250ms erhoben werden kann [19]. Mit diesem Parameter soll der Drehmoment eines Gelenkes untersucht werden, der in schnellkräftigen Bewegungen durch die Oberschenkelmuskulatur aufgebracht werden kann [19]. Hintergrund ist die Erkenntnis, dass in risikoreichen Situationen das Kniegelenk in den ersten 17 – 50 ms nach Bodenkontakt stabilisiert werden muss, was durch Videoanalysen von Verletzungen des VKB berichtet werden konnte [52]. Effektiv ist das maximale willkürliche Drehmoment (maximum voluntary torque, MVT) jedoch erst nach 300-500 ms erreicht [9, 19]. Letztendlich wurde der Zusammenhang von konventioneller H/Q-Ratio mit Werten des MVT (MVT-H/Q-Ratio) und VKB-Rupturen nie empirisch nachgewiesen [19] und ein Modell eines explosiven Muskelkraftverhältnisses scheint die athletische Kniestabilisierung besser zu beschreiben [9].

Hannah et al. konnten 2014 in ihrer Studie zeigen, dass nach den ersten 50ms des Kraftanstieges die RTD-H/Q-Ratio bedeutend geringer ausfiel im Vergleich zu der MVT-H/Q-Ratio [19]. Die Quadricepsmuskulatur war nach 50 ms 480 % stärker als die Hamstringmuskulatur. Folglich lag die RTD-H/Q-Ratio nach 25 ms sogar bei 0 und nach 50 ms bei 0,17. Die MVT-H/Q-Ratio im Vergleich lag bei 0,56 [9]. Bei der Frage nach der Ursache eines solch eklatanten Unterschiedes der Kräfte der beiden Muskelgruppen muss der Beginn der Zeitmessung des Kraftanstieges genauer betrachtet werden. Bei oben angesprochenen Werten wurde diese auf den Beginn einer im Elektromyogramm (EMG) nachweisbaren elektrischen Aktivität eines Muskels gesetzt, dem sogenannten „EMG-onset“. Jedoch ist die im EMG nachweisbare elektrische Aktivität durch Muskelaktionspotenziale nicht gleichbedeutend mit einer tatsächlich registrierbaren Kraft. Hier kann es zu Verzögerungen kommen. Entsprechend diesem physiologischen Phänomen wird die Verzögerung „Electromechanical Delay“ (EMD) genannt und hat neben der RTD ebenso Einfluss auf die Explosivkraft [9].

Wird der Kraftanstieg erst mit Beginn der Kraftentwicklung gemessen, genannt „force onset“ [33], ergeben sich komplett andere Muskelkraftverhältnisse. Die Hamstrings sind in den ersten 25 ms knapp 40 % stärker als die Quadricepsmuskulatur. Von 75 ms an sind sie schwächer. Die sich daraus ergebende RTD-H/Q-Ratio lag anfangs bei 1,4, nahm dann im Zeitverlauf ab, war aber bis 150 ms größer als die MVT-H/Q-Ratio [9]. Setzt man die RTD der einzelnen Muskelgruppen zu bestimmten Zeitpunkten in ein Verhältnis zu ihren jeweils eigenen MVT, erreichen die Hamstrings die höheren Werte [9]. Das lässt darauf schließen, dass ihre Kapazität der Kraftentwicklung (force generating capacity) sogar besser ist, als die der Quadricepsmuskulatur [9].

Die weiter oben genannten sehr niedrigen Werte der RTD-H/Q-Ratio folgend auf das EMG-onset müssen also anders begründet sein, als in der Kapazität der Kraftentwicklung der Hamstrings. Betrachtet man die Messungen mit dem EMG-onset, können für beide Muskelgruppen die EMD's bestimmt werden. In der bereits genannten Studie von Hannah et al. von 2014 war das EMD der Hamstrings fast doppelt so lang, wie das der Quadricepsmuskulatur. Eine erste Kraftentwicklung erfolgte erst 21 ms später. Nimmt man die RTD H/Q-Ratio bei 25 ms, die bei 0 lag, scheint dieses Ergebnis mit der 21 ms verzögerten Kraftentwicklung plausibel. [9]. Zur Begründung dieses

Phänomens wird die Morphologie der Hamstringmuskulatur herangezogen. Im Gegensatz zu der Quadricepsmuskulatur haben sie einen verhältnismäßig großen Sehnenanteil. Die Sehnen sind Teil der serienelastischen Komponenten eines Muskels. Wird der Muskel aktiviert, müssen diese Komponenten zuerst gespannt werden, um die Muskelkraft auf den Hebelarm zu übertragen, über den letztendlich die Kraft gemessen wird. Der Einfluss der Gelenkwinkel und damit die Wirkung des Längen-Kraft-Phänomens wurde als gering betrachtet. Denn die in der isometrischen Messung genutzten 30 ° Kniebeugung favorisieren die Hamstrings, die damit nahe ihres Winkels des Spitzendrehmomentes sind im Gegensatz zur Quadricepsmuskulatur, die 30 ° von diesem entfernt ist [9]. Ebenfalls könnte angenommen werden, dass die relativ lange Entfernung von Ursprung und Ansatz der Hamstrings für ein kürzeres EMD als beim Quadriceps sorgen würde [33]. Jedoch waren die Hamstrings bedeutend schwächer und hatten das längere EMD.

Unter dem Gesichtspunkt realer sportlicher Belastung, die mit Situationen einhergeht, bei denen das neuromuskuläre System stabilisierend reagieren muss, kommt laut Hannah et al. immer ein EMD vor [9]. Von daher scheint die Anfangsphase des Kraftaufbaus zur Stabilisierung durch ein langes EMD der Hamstrings und damit von einer sehr niedrigen RTD H/Q-Ratio geprägt zu sein. Die dominierende Quadricepskraft fördert die tibiale Translation nach ventral und damit die Beanspruchung des VKB, ohne dass die Hamstrings die nötige protektive Kraft in der kurzen Zeitspanne aufbauen könnten [9]. Die RTD-H/Q-Ratio zeigt jedoch auch eine große interindividuelle Variabilität. Individuen mit einem besonders kleinen Kraftverhältnis könnten besonders anfällig für Verletzungen sein [9]. Relativierend muss allgemein ergänzt werden, dass Agonist und Antagonist wahrscheinlich nicht zwingend exakt gleichzeitig und in gleicher Intensität aktiviert werden und dass die Oberschenkelmuskeln bereits vor dem Bodenkontakt Spannung aufgebaut haben [9]. Jedoch kann aus den Studienergebnissen abgeleitet werden, dass die Hamstrings einen physiologischen Nachteil beim Beginn der Kraftwirkung aufweisen [9].

2.1.3 Funktionelle H/Q-Ratio und Normwerte

Betrachtet man das physiologische Zusammenspiel von Agonist und Antagonist in einer dynamischen Bewegung in Alltag und Sport, so ist bekannt, dass der Antagonist exzentrisch koaktiviert ist, während der Agonist konzentrisch in die Bewegung führt [10]. Da die H/Q-Ratio oft als Modell für funktionelle Bewegungen am Knie herangezogen werden soll, kann die konventionelle H/Q-Ratio diesem Zusammenspiel nicht entsprechen [10]. Die konventionelle H/Q-Ratio kann Auskunft geben, ob sich Hamstring- und Quadricepsmuskulatur im Kraft-Schnelligkeits-Verhalten qualitativ ähneln [11]. Jedoch finden sich gleichzeitige konzentrische Kontraktionen in entgegengerichteten Muskeln in physiologischen dynamischen Bewegungen nicht wieder [2, 10]. Dvir et al. waren 1989 die ersten, die von einer „dynamic control ratio“ berichteten und damit das Kraftverhältnis von exzentrischer Hamstringarbeit zu konzentrischer Quadricepsarbeit (H_{ecc}/Q_{con}) einführten [10]. Die funktionelle H/Q-Ratio ist also allgemein formuliert das Verhältnis der Spitzendrehmomente von exzentrischem Antagonisten zu konzentrischem Agonisten bei einer

bestimmten Winkelgeschwindigkeit [11, 32]. Allerdings spricht man auch von funktioneller H/Q-Ratio, wenn die Bewegung kniebeugend ist und dabei der konzentrische Spitzendrehmoment der Hamstrings zum exzentrischen Spitzendrehmoment des Quadriceps (Hcon/Qecc) ins Verhältnis gesetzt wird, [10].

Allgemein konnte festgestellt werden, dass die Hamstrings in der Streckbewegung des Kniegelenkes zu einem höheren Anteil ihrer maximalen konzentrischen Kraft exzentrisch koaktivieren (8-59 %), als der Quadriceps in der Beugebewegung (5-8 %). Hierbei wurde das EMG aus antagonistischer Arbeit in das Verhältnis zu dem EMG des gleichen Muskels gesetzt, der agonistisch arbeitete. Schnellkraftsportler, wie Sprinter, zeigen eine höhere Koaktivierung als Läufer. Bei höheren Winkelgeschwindigkeiten ist die Koaktivierung höher [10, 53]. Eine höhere Koaktivierung erhöht die Gelenkstabilität durch Kompression und erhöhte Gelenksteifigkeit. Dies verringert wiederum VKB-Verletzungen [14].

Auch bei der funktionellen H/Q-Ratio haben die gleichen biomechanischen und physiologischen Variablen wie bei der konventionellen H/Q-Ratio Einfluss auf dessen Wert [14]. Zum Teil wird auf den nächsten Seiten Bezug auf sie genommen. In Betracht der Auswirkung dieser Variablen auf den Wert der funktionellen H/Q-Ratio ist zu unterscheiden, ob von der Hecc/Qcon oder von der Hcon/Qecc gesprochen wird.

Normwerte der funktionellen H/Q-Ratio Hecc/Qcon

Die Hecc/Qcon kann über Spitzendrehmomente gemessen werden. Allerdings sind unter funktioneller Betrachtungsweise die maximalen Drehmomente von Agonist und Antagonist über den gleichen Gelenkwinkel von größerer Bedeutung. Mit zunehmend geringerem Kniegelenkwinkel in Richtung Extension zeigt das Kraft-Längen-Diagramm für den Quadriceps schlechtere Bedingungen zur Kraftentfaltung [11]. Entsprechend den exzentrisch arbeitenden Hamstrings, die in Richtung Extension zuerst konstante Kraft zeigen, die in den letzten 25 ° auch ansteigt, steigt die Hecc/Qcon mit zunehmender Streckung an [10, 14]. Die konventionelle H/Q-Ratio bleibt hingegen relativ konstant bei stärkerer Streckung [10]. Viele Studien untersuchten die funktionelle H/Q-Ratio in sitzender Position, also bei ungefähr 80 ° Hüftbeugung. Die meisten Verletzungen der unteren Extremität erscheinen jedoch bei ungefähr 10 ° Hüftbeugung. Bei Ermittlung der funktionellen H/Q-Ratio in isokinetischer Kraftmessung mit diesem kleinen Hüftbeugewinkel ist wiederum eine kleinere Hecc/Qcon-Ratio zu konstatieren [14, 35]. Hüftbeugewinkel nahe der Extension wirken sich also negativ auf die Hecc/Qcon-Ratio aus, während sich Kniebeugewinkel nahe der Extension positiv auswirken.

Wie bereits unter Kapitel 2.1.1 erwähnt, ist ein Muskel unter exzentrisch kontrahierenden Bedingungen zu größeren Kraftwerten im Stande. Zudem ist eine exzentrische Kontraktionskraft weitestgehend unabhängig von der Kontraktionsgeschwindigkeit [11]. Die konzentrische Kontraktionskraft nimmt hingegen mit zunehmender Kontraktionsgeschwindigkeit ab. Dem entsprechend steigt die Hecc/Qcon mit zunehmender Extension und auch Winkelgeschwindigkeit

an [11, 14]. Bei langsamer Winkelgeschwindigkeit liegen Werte nahe der 90 ° Kniebeuge unter 1,0. Nahe der Streckung des Kniegelenkes gehen diese Werte jedoch über die 1,0 hinaus. Werden hohe Winkelgeschwindigkeiten verwendet, zeigen sich über den gesamten Bewegungsablauf (Range of motion, ROM) Werte über 1,0, die mit zunehmender Streckung ansteigen [11]. Aagaard et al. gaben 1,4 für die Hecc/Qcon in dem am nächsten in Streckung untersuchten Winkel von 30 ° und der schnellsten untersuchten Winkelgeschwindigkeit von 240 °/s an. Die konventionelle H/Q-Ratio lag hier im Vergleich bei 0,6 – 0,8 [11]. Aagaard et al. betonen 1998, dass unter der funktionellen H/Q-Ratio die physiologischen Prinzipien vom reziproken Zusammenspiel von Agonist und Antagonist, die Längen-Kraft-Verhältnisse von Muskeln, sowie die Kraft-Geschwindigkeits-Verhältnisse, besonders unter exzentrischer Kontraktionsweise, zum Tragen kommen [11]. Von großer Bedeutung ist die Erkenntnis, dass die Hamstrings in der physiologischeren Betrachtungsweise der funktionellen H/Q-Ratio in der Lage sind die Kraft des Quadriceps v.a. in der späten Extensionsphase zu überbieten [10, 11, 15]. Sie sind damit vor allem bei schneller Knieextension in der Lage, die anteriore Translation zu verhindern und das Kniegelenk funktionell zu stabilisieren [10, 11, 14, 45]. Yeung et al. spricht daher von dem besseren Parameter der Bestimmung des Verletzungsrisikos [15].

Von Interesse für die Wissenschaft ist der „Point of equality“ [10], an dem sich die Drehmomente der Hamstrings und des Quadriceps entsprechen und somit die Hecc/Qcon mit 1,0 beschreiben. Dieser Punkt könnte ein Indikator für normale Funktion sein [10].

Eine Studie von 2008 beschreibt, dass Fußballspieler mit einer Muskeldysbalance nach der Hecc/Qcon in der Vorsaison ein 4,7-faches Verletzungsrisiko für die Hamstrings hatten. Durch Ausgleich der Dysbalance konnte die Verletzungsrate signifikant gesenkt werden [15, 54]. Als cut-off-Wert stellten sie 0,98 auf. In einer Studie von 2009 hatten verletzte Sprinter bei 180 °/s eine Hecc/Qcon von 0,71 im Gegensatz zu Gesunden mit 0,96 [15]. Coombs et al. nehmen an, dass Personen mit höherem Anteil von Fast twitch-Fasern, wie zum Beispiel Sprintern und Fußballspieler, aufgrund der gehobenen Explosivkraft, einen höheren Hecc/Qcon-Wert anstreben sollten [10]. Wie bereits oben erwähnt, ist die Koaktivierung der Hamstrings im Sprint höher als beim Laufen und ihre exzentrische Arbeit spielt eine hervorgehobene Rolle in der Ätiologie von Verletzungen dieses Muskels [53, 55]. Der Point of equality mag bei Sportarten, die Sprints fordern, eine größere Bedeutung haben [10, 55].

Normwerte für die funktionelle H/Q-Ratio Hcon/Qecc

Die Hcon/Qecc zeigt ein komplett abweichendes Bild von der Hecc/Qcon. Der höchste Wert wird mit 0,6 angegeben, der bei 30 ° und geringer Winkelgeschwindigkeit gemessen wurde [11]. Mit steigender Winkelgeschwindigkeit nimmt diese H/Q-Ratio allerdings ab auf bis zu 0,28. Die Hamstrings sind aufgrund ihrer geringeren Masse in konzentrischer Kontraktionsweise relativ schwach. Der exzentrisch kontrahierende Quadriceps hingegen kann mit seiner größeren Masse und der damit verbundenen Kontraktionskraft sowie höheren Viskoelastizität der Kraft der

Hamstrings besser widerstehen. Das Längenkraftverhältnis liegt mit zunehmender Flexion auch im Vorteil des Quadriceps [10]. In konzentrischer Flexion des Kniegelenkes haben die Hamstrings somit weniger Potenzial zur dynamischen Kniestabilisation [11].

Aagaard et al. schlagen vor, dass zur Bewertung der Kniegelenksfunktion die funktionelle H/Q-Ratio, konventionelle H/Q-Ratio sowie auch absolute Kraftwerte herangezogen werden sollten [11]. Die funktionelle H/Q-Ratio kann Auskunft über das maximale exzentrische Potenzial der antagonistischen Muskelgruppe geben und besser geeignet sein zur Bestimmung des Verletzungsrisikos [10, 55]. Sie reflektiert zudem die Funktion und das Zusammenspiel des neuronalen und muskulotendinösen Systems besser [50]. Die funktionelle H/Q-Ratio könnte ein Modell normaler Kniefunktion darstellen, zu welchem pathologische Zustände verglichen werden können. Es könnte helfen, die Ursachen von Hamstring- und Knieverletzungen zu verstehen und präventive Ansätze für Training und Rehabilitation zu entwickeln [10, 55].

2.1.4 Forschungsstand zu den geschlechtsspezifischen Unterschieden

Wird die absolute Kraft betrachtet, zeigen Männer die höheren Werte. Untrainierte Frauen bringen 42 - 62 % der Kraft von untrainierten Männern auf, jeweils bezogen auf die gleichen Muskelgruppen [47]. Erst in der achten Lebensdekade ist das Kraftniveau von Männern mit dem Kraftniveau von Frauen in der dritten Lebensdekade zu vergleichen. Beachtet man jedoch, dass Männer im Schnitt eine höhere Körpergröße aufweisen, sowie mehr Muskelmasse besitzen und setzt man nun die absoluten Kraftwerte in Relation zu Körpergröße oder Muskelmasse, verringert sich der Geschlechtsunterschied in der Kraft oder wird aufgehoben [47]. Diese Herangehensweise scheint für funktionelle Fragestellungen angebrachter zu sein [33].

Speziell die H/Q-Ratio betrachtend, muss man wieder unterscheiden nach der MVT-H/Q-, der RTD-H/Q- oder einer funktionellen H/Q-Ratio. Nach Normalisierung zum Körpergewicht weisen die Hamstrings (HMVT/KG, maximum voluntary torque of the Hamstrings normalised to body weight, maximal willkürliches Drehmoment der Hamstringmuskulatur normalisiert zum Körpergewicht) bei Männern einen höheren Wert auf als bei Frauen. Die Quadricepskraft (QMVT/KG, maximum voluntary torque of the Quadriceps normalised to body weight, maximal willkürliches Drehmoment der Quadricepsmuskulatur normalisiert zum Körpergewicht) im Gegensatz zeigt keinen Kraftunterschied zwischen den Geschlechtern. Dementsprechend stellten Hannah et al. 2015 fest, dass Männer die höhere MVT-H/Q-Ratio hatten als die einbezogenen Frauen [33]. Die normalisiert schwächere weibliche Hamstringmuskulatur ist möglicherweise durch einen verhältnismäßig kleineren Muskel bedingt [33].

Hewett et al. schrieben 2008 ein Review zu den Geschlechtsunterschieden der MVT-H/Q-Ratio mit zunehmender Winkelgeschwindigkeit. Hierfür schlossen sie ausschließlich Studien ein, die den Gravity effect torque ausglich. Auch sie konnten mit 22 Studien, die 1145 Männer und 423 Frauen einschlossen, feststellen, dass Männer die höheren MVT-H/Q-Werte haben. Allerdings ist dieser Unterschied stark abhängig von der Winkelgeschwindigkeit. Denn bei 30 °/s gab es noch keinen

Unterschied. Bei Männern erhöhte sich die MVT-H/Q-Ratio signifikant von 0,47 bei 30 °/s auf 0,81 bei 360 °/s. Bei Frauen entwickelte sich die Ratio von 0,49 auf 0,51 bei gleichen Winkelgeschwindigkeiten. Gerade zu den hohen Winkelgeschwindigkeiten, die sich in Spielsituationen und damit auch bei Verletzungssituationen wiederfinden zeigen Frauen unvorteilhafte Muskelkraftverhältnisse über dem Knie [56].

In der bereits genannten Studie von Hannah et al. von 2015 wurde auch die Explosivkraft gemessen. Werden daraus die absoluten Werte von Hamstrings und Quadriceps wieder in das Verhältnis zur Körpermasse gesetzt, ähneln sich die Werte von Frauen und Männern wieder in Bezug auf die kniestreckende Kraft. Kniebeugend sind die Werte der Explosivkraft von Frauen zwar wieder leicht schwächer [33], jedoch diesmal nach der post hoc comparison nicht signifikant unterschiedlich zu den Werten der Männer. Deswegen konnten Hannah et al. keine Geschlechtsunterschiede in der explosiven H/Q-Ratio im Zeitintervall bis 150 ms konstatieren [33]. Beide Geschlechter zeichneten eine ähnliche Kurve der H/Q-Ratio über die Zeitintervalle. Erinnert sei hier an die Anführungen in Kapitel 2.1.2, dass die Hamstrings ein fast doppelt so langes EMD aufweisen wie der Quadriceps, was zu einer sehr niedrigen H/Q-Ratio in den ersten 50 ms führte. Im Geschlechtsvergleich ähneln sich HEMDmax, QEMDmax (maximum EMD of Hamstrings or Quadriceps) sowie auch H/Q-EMD zu allen Zeitpunkten [33]. In Zusammenschau mit der Beobachtung, dass auch die Kapazitäten der Kraftentwicklung (force generating capacity, RTD/MVT) zwischen den Geschlechtern, jeweils bezogen auf die gleiche Muskelgruppe, sich nicht unterscheiden [33], wurden Unterschiede in der explosiven H/Q-Ratio ausgeschlossen, um die höhere Verletzungsrate bei Frauen zu begründen. Da jedoch im Zeitfenster der Verletzungsentstehung (17-50ms) die explosive H/Q-Ratio im Allgemeinen niedrig ist, kann hier ein Risikofaktor für beide Geschlechter liegen [33]. Allerdings wurde unter Kapitel 2.1.2 auch schon erwähnt, dass die Explosivkraft großer interindividueller Variabilität unterliegt, sodass diese Geschlechtsunterschiede innerhalb der Kohorte auch verdecken kann. Nach oben genannten ähnlichen Kapazitäten der Kraftentwicklung scheint nach den Ergebnissen von Hannah et al. ein Geschlechtsunterschied auf neurologischer Ebene nicht zu bestehen [33].

Bei der funktionellen Hecc/Qcon-Ratio berichten Ste Croix et al. und El Ashker et al. über nachteilige Kraftverhältnisse für Frauen. Die Differenz zu den Männern wird größer mit zunehmender Extensionsgeschwindigkeit und abnehmendem Kniegelenkwinkel in Richtung Streckung [14]. Die Studien unterscheiden sich dahin, dass in der Studie von Ste Croix et al. mit steigender Kontraktionsgeschwindigkeit als auch bei Gelenkwinkeln hin zu größerer Streckung bei beiden Geschlechtern die Hecc/Qcon ansteigt, wie bereits unter 2.1.3. allgemein berichtet. In der Studie von El-Ashker hingegen sinkt die Hecc/Qcon unter den beiden Bedingungen. Auch hier bleiben die Werte der weiblichen Probanden jeweils kleiner als bei den männlichen [3]. Beide Studien berichten, dass in einer Kniestellung in Richtung Streckung und bei hoher Extensionsgeschwindigkeit, die eine suffiziente exzentrische Kokontraktion der Hamstrings fordert, ein höheres Verletzungsrisiko für das

VKB und die Hamstrings von Frauen begründet liegt. Ste Croix et al sehen die Bewegungsgeschwindigkeit als Risikofaktor an [14].

Zusammenfassend ist zu berichten, dass Frauen sowohl in der H/Q MVT als auch in der funktionellen H/Q-Ratio niedrigere Werte nach Normalisierung aufweisen. Allein bei der explosiven H/Q-Ratio standen die Frauen den Männern nicht signifikant nach, wie auch in der Kraftentwicklungskapazität und dem EMD.

2.2 Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio

2.2.1 Definition Ermüdung

Ermüdung, auch Fatigue genannt, wird in der Wissenschaft als ein beeinträchtigendes Symptom betrachtet, das die kognitive und motorische Leistung mindert. Damit wird Ermüdung in einen solch weiten Rahmen gefasst, wie Abnahme der motorischen Leistungsfähigkeit, der kognitiven Leistungsfähigkeit, als auch Ermüdung im Kontext einer Erkrankung [57]. Personen, die Fatigue erleiden, haben Schwierigkeiten, Ihre Aufgaben zu erfüllen. Lang anhaltende Fatigue kann zu Überforderung, Chronischem Fatigue Syndrom, Übertraining, endokrinologischen und immunologischen Störungen sowie organischen Erkrankungen führen und ist somit eine Gefahr für die Gesundheit [58]. Zu allererst ist Ermüdung jedoch bei gesunden Personen eine physiologische Reaktion auf anhaltende oder intensive Belastung [59]. Bei Gesunden ist Fatigue ein vorhersehbares und kurzzeitiges Phänomen auf eine länger anhaltende Anstrengung, das mit zunehmender Pause auch wieder nachlässt. Es wird nicht durch gewöhnliche Tätigkeiten des Alltages ausgelöst oder verstärkt. Jedoch berichten bis zu 45 % der Gesellschaft über symptomatisch schwächende Ermüdung, bei bis zu 11 % würde dieses Symptom länger als 6 Monate anhalten [59]. Auch in der Forschung über Ermüdung bei neurologischen Erkrankungen, wie Multiple Sklerose, Morbus Parkinson, Myasthenia gravis, Amyotrophe Lateralsklerose und auch Apoplex und traumatische Hirnverletzungen, um nur einige zu nennen, wird Ermüdung zunehmend als eigenes Symptom betrachtet. Die Wahrnehmung von Ermüdung bei Patienten mit oben genannten Erkrankungen ist oft chronisch und fällt nach Anstrengungen oder auch noch nach Pausen unvorhersehbar aus. Dieses Symptom sei unabhängig von ähnlichen Symptomen zu betrachten, wie zum Beispiel Störungen der Stimmung, des Schlafes oder auch Apathie, obwohl es Überschneidungen und Wechselwirkungen geben kann [59]. Auch kann es unabhängig von Nebenwirkungen neurologisch wirksamer Medikation betrachtet werden. In Populationen der Multiplen Sklerose wird es von 40 % sogar als am meisten beeinträchtigendes Symptom beschrieben, bei Morbus Parkinson ist es ein Drittel. Als sekundäres Symptom tritt Ermüdung im Zusammenhang mit Medikation, chronischen Schmerzen, Anämie und Atemstörungen oder auch mit Depressionen und Schlafstörungen auf [59]. Patienten, die eine neurologische Erkrankung erleiden, berichten über eine qualitative Veränderung ihres Erlebens durch Ermüdung. Fatigue beeinträchtigt deutlich die Lebensqualität und trägt zu

einem guten Teil zu der Behinderung von chronisch kranken Menschen bei, zu ihnen zählen auch solche mit kardiovaskulären Erkrankungen, Krebs, entzündlichen Arthritiden und Osteoarthritis. [59].

Fatigue als Trait- oder State-Variable

Da Fatigue in verschiedenen Rahmen und unter verschiedenen Bedingungen auftritt, wird das Symptom Fatigue als Trait- oder State-Variable erhoben. Als Trait-Variable berichtet diese über das durchschnittliche Ermüdungsniveau eines Individuums der letzten Tage, wohingegen es als State-Variable bei einer ermüdenden Tätigkeit einer der Hauptanpassungsvorgänge des Organismus über die Zeit repräsentiert [57].

Ermittelt werden kann die Ausprägung der Trait-Variable durch die Nutzung von Instrumenten, die auf Beantwortung von selbsteinschätzenden Fragen beruhen, die die letzten Tage bis Wochen umfassen. Hier gibt es für die verschiedenen Erkrankungen oder auch Probandengruppen mit Gesunden unterschiedliche Instrumente, wie Zum Beispiel die Fatigue Severity Scale, die Mobility-Tiredness-Scale, Modifies Fatigue Impact Scale, Multidimensional Fatigue Inventory, Recovery-Stress Questionnaire oder die Situational Fatigue Scale [57]. Die Skalen können unterschiedliche Schwerpunkte haben. Zum Beispiel setzt die Fatigue Severity Scale einen Cut-point zwischen moderater und schwerer Ermüdung und die Modifies Fatigue Impact Scale ist geeignet, um Veränderungen während Interventionsstudien anzuzeigen [59].

Die Ausprägung der State-Variable kann durch eine visuelle Analogskala und das Profile of Mood State Questionnaire für verschiedenste Kohortengruppen, die Fatigue and Energy Scale für Kohorten des Chronic Fatigue Syndrome oder durch andere selbsteinschätzende Skalen ermittelt werden. Da es hierbei um die Rate der Anpassung geht, werden die Werte dieser Skalen zu verschiedenen Zeitpunkten erhoben, wie zum Beispiel am Anfang einer Belastung und am Ende oder auch zu bestimmten Zeitabständen in der Belastungsphase, um die Ermüdung zu einem bestimmten Zeitpunkt darzustellen [57].

Die Taxonomie von Ermüdung

Fatigue wird nach aktueller Literatur als ein subjektives Symptom betrachtet, deren Ausprägung durch Selbsteinschätzung beziffert wird. Jedoch ist noch wenig bekannt über die Anpassungsvorgänge, die bei einer Belastung zu Ermüdung führen. Studien der letzten Jahre an Tier und Mensch haben gezeigt, dass die Einflussfaktoren vielfältig sind [59]. Deshalb gab es große Bestrebungen, eine einheitliche Taxonomie zu entwickeln und deren Verwendung in Studien zu propagieren, um die Erkenntnisse der Forschung besser miteinander verbinden zu können.

Aufbauend auf die Dichotomie von Mosso mit Komponenten der Muskelaktivierung und Komponenten der kontraktiven Muskelfunktion wurde von Kluger et al. ein neues Konzept entwickelt, welches von Enoka modifiziert wurde [57], siehe Abb. 2. Die Dichotomie besteht nun aus Fatigability (Ermüdbarkeit, Performance Ermüdbarkeit, Performance Fatigability) und der Perception of fatigue (Wahrnehmung von Ermüdung, perzeptierte Ermüdung). Beide Aspekte werden noch einmal

dichotom aufgeteilt. Zum einen werden Einflussfaktoren der Ermüdbarkeit durch Anpassungen auf der Ebene der Muskelaktivierung und auf der Ebene der Kraftentwicklung des aktivierten Muskels deutlich. Zum anderen gibt es die Einflussfaktoren der Wahrnehmung der Ermüdbarkeit. Hierunter fallen zum einen interne Signale, die die Homöostase aufrechterhalten sollen, zum anderen auch solche, die den psychologischen Zustand des Individuums stabil halten sollen.

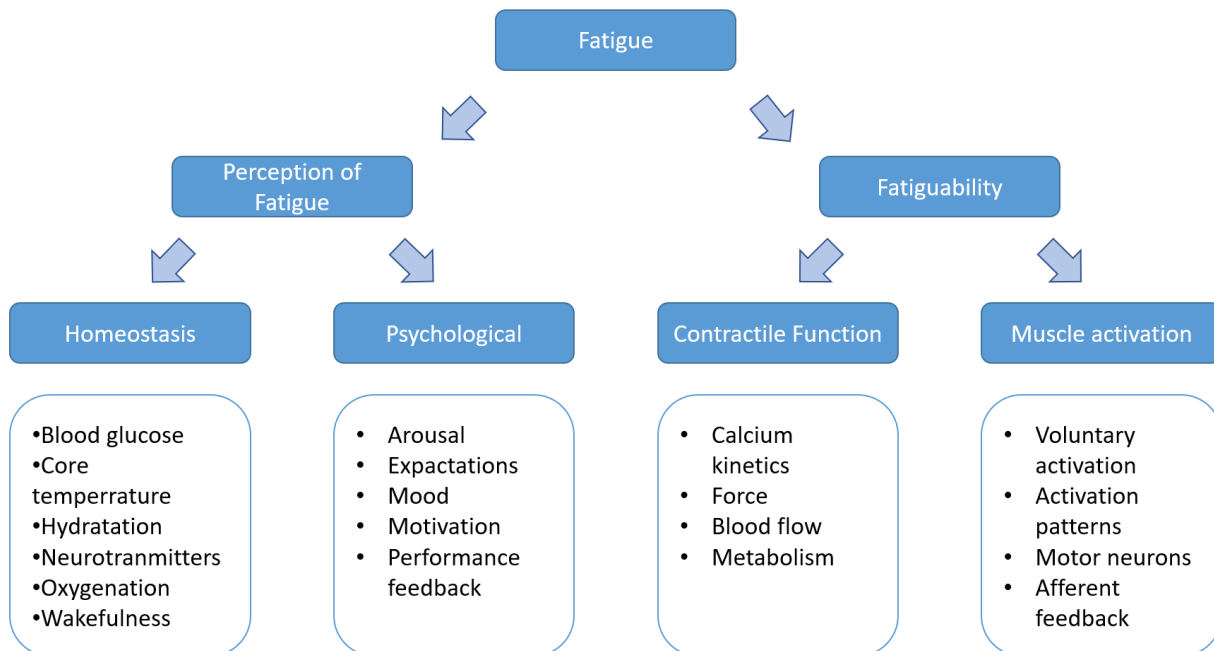


Abb. 2. Taxonomie der Fatigue nach Enoka von 2015 [60].

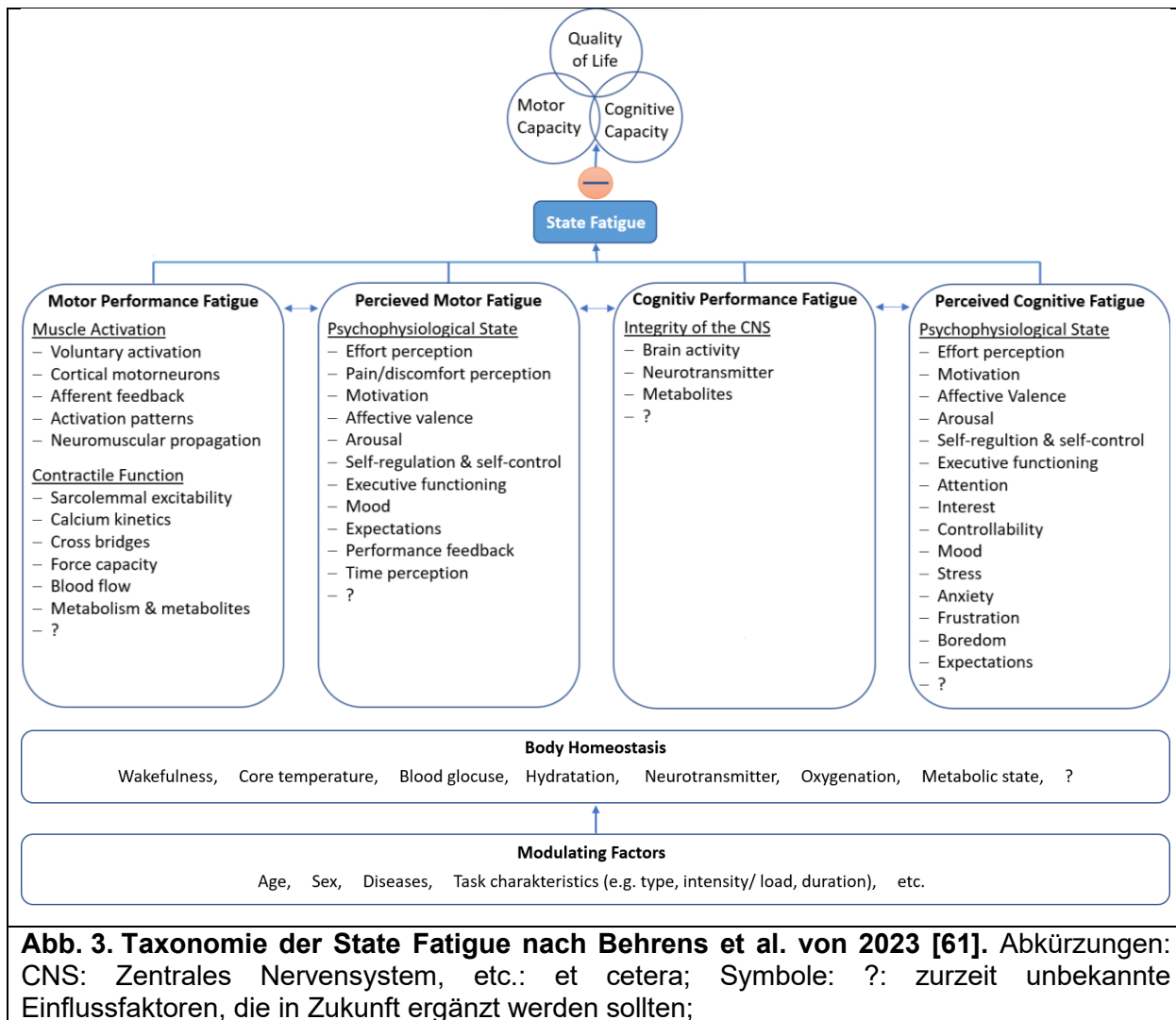
Enoka und Duchateau räumen ein, dass beide Domänen nicht strikt voneinander zu trennen sind. So wird zum Beispiel bei High-intensity Übungen über die Erniedrigung von Blutzucker die Homöostase gestört, was bei dem Individuum als Ermüdung wahrgenommen wird. Allerdings wird aber auch eine gestörte Homöostase die Leistungsfähigkeit des kontraktiven Apparates negativ beeinflussen [57].

Das Konzept macht deutlich, dass Fatigue durch viele Einflussfaktoren und Anpassung an eine Belastung entsteht. Daraus folgern die Autoren, dass Ermüdung ein einschränkendes Symptom zu sein scheint, das durch die Wechselwirkung von Ermüdbarkeit und Wahrnehmung von Ermüdung kognitive und physische Funktionen begrenzt [57, 57]. Die Definition der Ermüdung als ein Symptom und als eine Einheit bringt mit sich, dass Ermüdung nur durch eigene Berichterstattung beziehungsweise Selbsteinschätzung (self-report) ermittelt werden kann [57].

In diesem Zusammenhang schlagen Enoka und Duchateau vor, eine Klassifizierung der Ermüdung in zentral, peripher, mental, muskulär, physisch oder supraspinal zu unterlassen. Auch wenn in vielen Studien diese Klassifizierung vorgenommen wurde, so erscheint es den Autoren zu unsicher, die Ergebnisse einer einzigen Einheit zuzuordnen. Stattdessen solle man sich lieber auf die Outcome Variabel und deren Beeinflussbarkeit konzentrieren [57]. So könnten Studien zusammenhängender betrachtet werden, besonders wenn darauf geachtet wird, dass die Outcome-

Variabel unter einer validen Messung menschlicher Leistung betrachtet wird. Hier wird die Nutzung der NIH Toolbox vorgeschlagen, die einheitliche Testparameter und deren Messverfahren vorschlägt [57].

2023 haben Behrens et al. mit der Publikation: „Fatigue and Human Performance: An Updated Framework“ das Konzept abermals erweitert [61]. In der Fassung von Enoka und Duchateau wurde neben der motorischen Ermüdung auch die kognitive Ermüdung genannt, jedoch nicht in das Schema der Taxonomie einbezogen, welches nun darum erweitert wurde. Außerdem werden weitere Einflussfaktoren und Mechanismen zu Fatigue benannt und diskutiert sowie Abhängigkeiten dargelegt. Die State-Fatigue wird nun also dichotom in eine motorische und kognitiv übungsinduzierte Ermüdung eingeteilt. Diese sei in beiden Fällen ein psychophysischer Zustand, der zu einer Abnahme von motorischer oder kognitiver Leistung und/ oder zu vermehrter motorischer und kognitiver Ermüdungswahrnehmung führt. Die motorische als auch die kognitive Ermüdung werden also jeweils unterteilt in eine Performance Fatigue (Ermüdbarkeit) und in eine Perception of Fatigue (Ermüdungswahrnehmung). Zu allen vier Dimensionen bestehen nach diesem Konzept subjekt- (die Person betreffend) und übungsspezifische Einflussfaktoren, siehe Abb. 3. Diese Einflüsse zeigen untereinander Interaktionen. Darüber bestehen auch Wechselbeziehungen zwischen den jeweiligen Dimensionen. So wirkt sich eine vorbestehende motorische Ermüdungswahrnehmung aus einer anderen Muskelgruppe anschließend zum Beispiel negativ auf die motorische Leistungsfähigkeit einer anderen Muskelgruppe aus. Ebenso ist bewiesen worden, dass ermüdende motorische Aktivitäten die kognitive Leistung und die Ermüdungswahrnehmung reduzierten und umgekehrt [61].



Messung von Fatigue

Bei der Messung von Fatigue als State-Variable sollten immer beide Aspekte der Fatigue berücksichtigt werden: die Performance Fatigability und die Perception of Fatigue [57]. Im Aufbau sollte zuerst überlegt werden, welche Leistung vorrangig untersucht werden soll und danach welche Aufgabe diese Leistungsfähigkeit testet. Denn motorische und kognitive Aufgaben verursachen Ermüdung zu unterschiedlichen Graden und beeinflussen unterschiedliche physiologische Faktoren. Selbst kleine Abweichungen in der Aufgabenstellung beeinflussen die Ermüdung [57, 59].

Einflussfaktoren der Ermüdbarkeit (Performance Fatigability) können objektiv über die Änderung definierter Variablen über einen definierten Zeitraum gemessen werden. Hierunter fallen zum Beispiel für die motorische Performance Fatigability die Dauer, in welcher eine Aufgabe noch ausreichend erfüllt werden kann, beziehungsweise die Zeit bis eine Aufgabe nicht mehr erfüllt werden kann (die Ausdauerzeit, endurance time, time to task failure), die Dauer, die es erfordert, um eine Aufgabe zu erfüllen (zum Beispiel Walking-Ausdauer, Versuchszeit) oder die Rate der Änderungen, beispielsweise der MVT, der Kraftentwicklung, der Amplitude der hervorgerufenen Reaktion oder weiteren Variablen. Die Veränderung der kognitiven Leistung während einer

ermüdenden Aufgabe kann zum Beispiel über die Veränderung der Reaktionszeit oder auch der Genauigkeit in der Lösung dieser Aufgabe gemessen werden [57, 59].

Die Ermüdungswahrnehmung (Perception of Fatigue) kann im Verlauf zu zwei verschiedenen Zeitpunkten ermittelt werden. Zuerst kann in der Pause die Abweichung von Variablen zu ihrem Ausgangswert gemessen werden. Zu diesen Variablen zählen zum Beispiel die Kerntemperatur, die Hydratation oder auch Motivation und Schmerz, welche zur Wahrnehmung von Ermüdung beitragen. Die Ermüdungswahrnehmung kann aber auch unter Belastung ermittelt werden. Hier ist die Rate der Änderung eines oder mehrerer Einflussfaktors zu erheben. Diese Änderung, beziehungsweise Änderungen über die Zeit reguliert die Belastung. Somit wird die Ermüdung durch das Individuum kontrolliert und Überbeanspruchung kann verhindert werden [57, 59].

Allerdings messen diese Tests alleine nicht den Grad des Symptoms der Ermüdung. Vielmehr müssen verschiedenste standardisierte Fragen beantwortet werden, die sich auf physiologische und psychologische Faktoren beziehen, wie weiter oben beschrieben unter „Fatigue als Trait- oder State-Variable“ [57]. Unter diesen vielen Faktoren, die limitierend auf die motorische sowie kognitive Leistung wirken und den beiden erwähnten Kategorien Ermüdbarkeit und Wahrnehmung der Ermüdung zuzuordnen sind, unterscheiden sich die Individuen. Hier wird versucht, das Phänomen der Ermüdung zu verstehen. Über die Messung der verschiedenen Einflussfaktoren der Ermüdung und im Zusammenhang mit den Anforderungen der ermüdenden Aufgaben kann die berichtete Ermüdung normalisiert werden. Menschen, die weniger ermüdbar sind, können eine größere Leistung absolvieren, um das gleiche Ermüdungsniveau zu erreichen [57].

2.2.2 Forschungsstand zu Einflüssen auf Ermüdungsinterventionen

Auf den folgenden Seiten wird der Fokus auf die Motor Fatiguability [61] gelegt, also der verminderten Leistungsfähigkeit des motorischen Systems. Diese wird auch Muskelermüdung genannt, auf Englisch: muscle fatigue. Beeinflusst wird sie auf der ganzen Länge des motorischen Systems vom Motorcortex über das erste motorische Neuron im Tractus corticospinalis anterior oder lateralis, welches auf Rückenmarksebene unter Einfluss von spinalen Interneuronen das Aktionspotenzial auf das zweite motorische Neuron überträgt, das dann als peripherer Nerv mit intramuskulären Ästen das Aktionspotenzial auf die Muskelfasern des Muskels weitergibt. Anschließend erfolgt die Kopplung mit dem kontraktilem Apparat mit dem abschließenden Kraftschlag der Muskelfilamente [58, 60]. Diese Ermüdung hängt also nicht nur von der Fähigkeit des kontraktilem Apparates ab, sondern auch von der Fähigkeit des Nervensystems ein ausreichend aktivierendes Signal für die entsprechende Aufgabe zu senden, das sowohl von absteigenden Bahnen als auch von Afferenzen ausgeht. [57].

Die willkürliche Aktivierung und Aktivierungsmuster

Die willkürliche Aktivierung von Muskeln ist das Ergebnis verschiedener Einflussfaktoren beginnend mit supraspinalen Hirnregionen, von denen ein Aktivierungsmuster mit festgelegter

Aktionspotenzialfrequenz und Rekrutierung von motorischen Einheiten den primärmotorischen Cortex verlässt bis hin zu den resultierenden Aktivierungsmustern der zweiten Motoneurone. Auch bei willkürlich maximalen Kontraktionen ist diese Aktivierung nicht immer optimal. Dies zeigt sich zum Beispiel bei supramaximaler Stimulation des motorischen Cortex (twitch interpolation technique), dass weitere motorische Einheiten rekrutiert werden können oder beziehungsweise auch zusätzlich die Frequenz der Aktionspotenziale noch erhöht werden kann mit dem Effekt einer erhöhten Kraftproduktion (twitch interpolation force). Tatsächlich ist selbst bei dem MVT die willkürliche Aktivierung nicht immer maximal. Bei gehaltenen ermüdenden Kontraktionen nimmt sie im Verlauf ab. [62]. Gandevia et al. untersuchten 1996 den Einfluss von maximalen und submaximalen gehaltenen isometrischen Kontraktionen auf das Ermüdungsverhalten durch Messung des MVT und auf die willkürliche Aktivierung durch Anwendung der Twitch interpolation-Technik. Bei der MVT-Intervention nahm das MVT um 70 % ab und die willkürliche Aktivierung um 20%. Bei der submaximalen isometrischen Kontraktion fiel das MVT um 42 %, während die willkürliche Aktivierung um 30 % sank. Taylor resümierte 2008 in einem Review, dass bei gehaltener maximaler Kontraktion die Aktivität der absteigenden motorischen Bahnen und das Ansprechen des zweiten Motoneurons schwächer werden. Limitierend wirken wahrscheinlich Afferenzen (Typ III- und IV-Nervenfasern) aus den arbeitenden Muskeln. Von gleichem Mechanismus geht man auch bei submaximalen gehaltenen Kontraktionen aus, auch wenn der technische Nachweis bei submaximalen Kontraktionen schwerer ist [63].

Während ermüdender Muskularbeit können Anpassungen in der Erregung supraspinaler Zentren jedoch auch dazu beitragen, dass die gewünschte Leistung gehalten werden kann durch Änderung der willkürlichen Aktivierung und Muskelaktivierungsmuster. Muskelaktivierungsmuster (Patterns of Muscle activity) beschreiben die neuronale Innervationsstrategie von funktionell zusammenhängenden Muskeln, um eine motorische Aufgabe zu lösen. Zu diesen funktionell zusammenhängenden Muskeln gehören Synergisten, Antagonisten und akzessorische Muskeln der gleichen oder auch der kontralateralen Seite. Durch Veränderung dieser Innervationsstrategie kann Ermüdung herausgezögert werden. Im Wesentlichen fallen unter diese Veränderungen der Wechsel von aktivierten synergistischen Muskeln, die Koaktivierung von antagonistischen Muskeln oder Aktivierung von kontralateralen Muskeln sowie die spezifischen Eigenschaften von kon- und exzentrischen Kontraktionen [60].

Am besten nachgewiesen ist der synergistische Wechsel in der Quadricepsmuskulatur. Der Rectus femoris, als einer von vier Köpfen des Quadricepsmuskels, teilt sich die Aktivität entweder mit dem M. vastus lateralis oder mit dem M. vastus medialis. Die beiden Vasti untereinander wechseln sich jedoch weniger ab. Dieses Phänomen wurde vor allem bei niedrig intensiver Belastung mit einem MVT von 2,5 % bis 5 % mit einer Dauer von ungefähr einer Stunde beobachtet. Jedoch gab es große Unterschiede zwischen den Probanden in der Anzahl der Wechsel der Muskelaktivitäten.

Schlussfolgern konnte man daraus, dass bei höherem Wechsel die Ermüdung deutlich geringer ausfiel [64].

Agonistische und antagonistische Aktivität während einer isometrischen Kontraktion bleibt relativ konstant und beeinflusst damit die motorische Leistung wenig. Bei jedoch vor allem schnellen alternierenden dynamischen Kontraktionen, wie dem Fingertippen, kommt es zu einer leistungsreduzierenden Veränderung des zeitlichen Ablaufes der EMG-Aktivität [60].

Vermutlich vermittelt über afferente und dann efferente Bahnen zum Kern des Alpha-Motorneurons wirkt sich die Ermüdung des entsprechenden ipsilateralen Muskels auch auf eine Leistungsminderung des kontralateralen Muskels aus. Darüber hinaus scheinen auch Trainingseffekte nach Training mit unilateralen oder bilateralen Übungen spezifisch zu einer Adaptation der Innervationsstrategie zu führen. Denn obwohl in einer Gruppe eine Übung mit beiden Beinen trainiert wurde, war der Leistungszuwachs auch nur spezifisch in dieser beidbeinigen Übung zu beobachten. Wohingegen es bei einbeiniger Übung, trotz des Trainings von beiden Beinen keinen vergleichbaren Leistungszuwachs gab [60].

Vergleicht man dahingegen die Ermüdung von dynamisch exzentrischer und konzentrischer Kontraktion, so konnten Pasquet et al. feststellen, dass die dynamisch exzentrische Kontraktion weniger schnell abnahm und allgemein ein größeres Drehmoment bei kleinerer EMG-Aktivität hervorrief, welche auch ebenfalls bei Ermüdung weniger stark abnahm. Sie kamen zu dem Schluss, dass bei dynamisch konzentrischen Kontraktionen bei Ermüdung die elektromechanische Kopplung auf Höhe der Muskelzelle abnimmt. Eine Abnahme der willkürlichen Aktivierung oder der neuromuskulären Ausbreitung war nicht festzustellen [65].

Die Aktivierung des zweiten Motorneurons auf Höhe der Rückenmarksebene

Die Kraftsteuerung durch das zentrale Nervensystem kann durch die vermehrte Rekrutierung von Motorneuronen geschehen. Auch die Entladungsrate dieser Neuronen kann hoch gesetzt werden. Das Verhältnis von Kraftzuwachs bei erhöhter Entladungsfrequenz wird in Kraft-Frequenz-Kurven dargestellt. Beide Eigenschaften korrelieren darin positiv miteinander bis es zu einem Plateau kommt, bei dem es zu keinem signifikanten Kraftzuwachs mehr kommt [66].

Auch bei der Kraftsteuerung muss wieder nach Kontraktionsform und dem geforderten Kraftniveau unterschieden werden [66]. Bei einer ermüdenden maximalen Muskeltätigkeit (MVT) sind bereits so viele Motorneurone aktiviert, dass ein Kraftzuwachs beziehungsweise ein Krafterhalt bei Ermüdung über Frequenzsteigerung der Entladungsraten der motorischen Einheiten stattfindet. Dies ist zum Beispiel beim M. quadriceps der Fall [66]. Bei Handmuskeln fiel jedoch auf, dass die Entladungsrate sank. Betrachtete man die daraus folgende Einzelzuckung, so dauerte diese länger und die Relaxationszeit verlängerte sich beziehungsweise die Relaxationsrate wurde geringer. Es kommt hierbei also zu einer Linksverschiebung auf der Kraft-Frequenz-Kurve bei verringerter Fusionsfrequenz. Für gleiches Kraftniveau wird eine geringere Entladungsfrequenz benötigt [66]. Dieser Zusammenhang wird Muscle Wisdom genannt. Es scheint die Muskelaktivierung unter

Ermüdung ökonomischer zu gestalten [60]. Durch die verlängerte Relaxationszeit in den einzelnen Muskelfasern kommt es zu einer höheren Aktivierung des gesamten Muskels [66]. Vermittelt wird diese Anpassung durch spinale Reflexe mit Afferenzen aus dem ermüdenden Muskel und aus absteigenden spinalen Bahnen sowie mit den Eigenschaften der Motoneurone [60, 66]. Jedoch scheint das Muscle wisdom lediglich nur für MVT in bestimmten Muskelgruppen zu gelten. Beispielsweise konnte es nicht in posturaler Muskulatur nachgewiesen werden. Zudem sind die meisten Kontraktionen eines Menschen im submaximalen Bereich und selten im willkürlich maximalen [66]. Studien von Jayne Garland und Griffin et al. zeigten, dass Verringerungen der Entladungsraten nicht bei dynamischen Kontraktionen zu finden waren. Getestet wurde hier der M. triceps brachii, der bei ermüdenden isometrischen Kontraktionen jedoch eine solche Anpassung zeigte [60, 66].

Bei submaximalen Kontraktionen, zum Beispiel eines Handmuskels, wird die Kraft vor allem durch die Rekrutierung von motorischen Einheiten gesteuert. Motorische Einheiten haben verschiedene Rekrutierungsschwellen. Diese Schwellen richten sich danach, wieviel Prozent des MVT erreicht werden sollen. So werden zuerst diejenigen rekrutiert, die beispielsweise schon bei einer geforderten isometrischen Kraft von 25 % MVT arbeiten. Diese motorischen Einheiten zeigten im Verlauf ebenfalls eine Verringerung ihrer Entladungsrate. Während motorische Einheiten mit höheren Rekrutierungsschwellen, die zusätzlich ihre Arbeit aufnahmen entweder keine Verringerung der Entladungsrate zeigten oder jedoch auch ihre Aktivität stoppten. Diese motorischen Einheiten mit höheren Rekrutierungsschwellen konnten jedoch bei ermüdender Tätigkeit ihre Rekrutierungsschwelle senken und somit zusätzlich angesteuert werden, um zu der geforderten submaximalen Kraft beizutragen [60, 66].

Das afferente Feedback

In der Vergangenheit gab es mehrere Studien, die sich mit der Anpassung von peripheren Rezeptoren im Bereich der Muskeln und mit der Anpassung von reflektorischen Antworten infolge von ermüdenden Kontraktionen befassten. Als Rezeptoren wurden die Muskelspindeln und die Golgi-Sehnen-Organen betrachtet, die über schnell leitende (60-120 m/s) und breite Ia-, Ib- und II-Nervenfasern (Klassifikation nach Lloyd und Hunt) afferent an das zentrale Nervensystem leiten sowie die Rezeptoren von Typ III- und IV-Nervenfasern, die langsamer leiten (0,5–30 m/s), schmaler sind und afferent Feedback aus dem biochemischen Milieu des Muskels und seiner Umgebung geben [60, 67].

Muskelspindeln haben unter anderem über den monosynaptischen Dehnungsreflex die Funktion im Sinne dieses Eigenreflexes die Muskellänge konstant zu halten. Jedoch auch die Veränderung der Muskellänge in der dynamischen Kontraktion erfolgt durch die Muskelspindeln über die sogenannte Gamma-Spindelschleife. Muskelspindeln haben eine Bedeutung in der Steuerung des Muskeltonus, der Muskellänge, der Stellung von Gelenken und damit der Körperhaltung sowie in der Koordination von Fein- und Grobmotorik [68]. In Bezug auf die Frage, ob Muskelspindeln nach ermüdender

Kontraktion zu der verminderten Kraftproduktion beitragen, zeigte eine Studie von Klaas et al. von 2004, dass zumindest die Sensitivität der Muskelspindeln als Rezeptor nicht wesentlich eingeschränkt ist [69]. Jedoch zeigten weitere Studien, dass die Entladungsrate sowohl der Gamma-Motoneurone als auch die Entladungsrate der Ia- und auch Ib-Afferenzen (letztere von Golgi Sehnenorgane) nach Ermüdungsprotokollen vermindert ist. Eine verminderte Afferenz aus den Muskelspindeln führt zu einer geringeren präsynaptischen Bahnung, wodurch die Entladungsfrequenz der Motoneurone herabgesetzt ist und somit ebenfalls die Kraft [58, 60].

Die Golgi-Sehnenorgane erfassen in den Muskelsehnen die aktiv wie auch passiv erzeugte Muskelspannung differenzialproportional und generieren relativ niedrighschwellig mechanosensibel ein Rezeptorpotenzial. Diese Rezeptoren können durch einzelne motorische Einheiten aktiviert werden. Das generierte Aktionspotenzial kann unter anderem das Ausmaß der aktivierten Motoneurone widerspiegeln. Die Golgi-Sehnenorgane spielen eine wichtige Rolle in der Steuerung der Standbeinphase. Zusammen mit den Muskelspindeln informieren sie das zentrale Nervensystem über die Muskelspannung und die Muskellänge und tragen damit wesentlich zur Steuerung der Motorik bei. [70]. Auch in Studien mit menschlichen Probanden konnte eine Desensibilisierung der Golgi-Sehnenorgane und damit eine geringe Entladungsrate der Afferenz nach ermüdenden Kontraktionen festgestellt werden [60, 67]. Die Golgi-Sehnenorgane sind Teil von di- bis trisynaptischen Reflexwegen mit inhibitorischem Charakter auf die homonymen Motoneurone und denen der Synergisten (autogene Hemmung) und exzitatorischem Charakter auf antagonistische Motoneurone und deren Synergisten. Auf diese Interneurone konvergiert ein multisensorisches Reflexsystem mit Einflüssen von supraspinalen Kontrollzentren und auch Afferenzen der Haut, des Lage- und Stellungssinnes sowie der Muskellänge und -spannung. Die alleinige Desensibilisierung des Rezeptors würde durch die inhibitorischen Interneurone das homonyme Motoneuron bei Ermüdung weniger hemmen und somit die Muskelkraft steigern. Durch die ausgeprägte reflexive Verschaltung gibt es auch Hinweise, dass synergistische Motoneurone rekrutiert werden. Jedoch ist bei diesem multisensorischen Reflexsystem die Wirkung der verminderten Entladungsfrequenz der Ib-Fasern von den Golgi-Sehnenorgane schwer zu untersuchen, da es präsynaptisch vielfältige Einflüsse auf die Motoneurone gibt [67, 70].

Typ III- und IV-Afferenzen haben ihre Rezeptoren an freien Nervenendigungen, die breit im Muskel verteilt sind. Sie reagieren auf mechanische, biochemische und thermische Reize. Diese Reize können ausgelöst werden durch Muskeldehnung, -palpation und -kontraktion sowie durch Hypoxämie, Ionen, wie zum Beispiel extrazelluläres Natrium, Laktat, Histamin, Arachinsäure und Bradykinin. Intensive Kontraktionen, besonders wenn diese die Muskeldurchblutung beeinträchtigen, was schon bei 20-30 % des MVT bei isometrischer Arbeit der Fall ist sowie Muskelermüdung erhöhen die Entladungsraten dieser Afferenzen [67, 69]. Über die spinale und supraspinale Ebene führt dies im Allgemeinen zu einer Inhibition der Motoneurone und Abnahme der willkürlichen Innervation während der Kontraktion [58, 69]. Bei intermittierender isometrischer Muskelarbeit scheint jedoch ein gegenteiliger Effekt möglich zu sein. Der Blutfluss wird dadurch

erhöht und Metabolite werden entfernt [69]. Durch die Typ III- und IV-Afferenzen selber kann der Blutfluss auch beeinflusst werden. Über das vegetative Nervensystem bestehen Verbindungen zum kardiovaskulären und respiratorischen System. Diese Interaktionen wirken einer Ermüdung entgegen durch Erhöhung der Durchblutung und Oxygenierung [67]. An diesen Afferenzen wird erneut die Komplexität der Fatiguability deutlich, denn sie können auch Ib Afferenzen aus Golgi-Sehnenorganen inhibieren, somit also deren Inhibition auf die Motoneurone mindern [67]. Aber auch Gammamotoneurone der Spindelorgane können durch Typ III-Afferenzen gebahnt werden, was eine Kontraktion unterstützt. Dahingegen gab es bei der Ratte den Hinweis, dass Typ III- und IV-Afferenzen durch präsynaptische Inhibition Typ Ia Afferenzen beeinflussen können [67].

Diese gegensätzliche Wirkung wird unterstützt durch weitere Studien, unter anderem von Janet Taylor et al. Sie untersuchten die Auswirkung von Muskelermüdung auf Antagonisten durch Typ III- und IV-Afferenzen. Nach MVT's der Ellenbogenflexoren zeigte sich im speziellen Fall der M. triceps brachii kraftgemindert, wohingegen der M. biceps brachii facilitiert erschien [67, 71]. Wie einleitend beschrieben reagieren diese Typ III- und IV-Afferenzen auf verschiedene Qualitäten von Reizen. Auch hier scheinen unterschiedliche Effekte möglich zu sein. Mehrere Studien geben an, dass Typ IV-Afferenzen während der Muskelkontraktion mit anfallenden Stoffwechselprodukten oder mit Ischämieeffekt eine veränderte Sensitivität haben können. Sind diese freien Nervenendigungen Mechanorezeptoren, desensibilisieren sie, während sie als Nozizeptoren stärker mechanisch sensibler werden [67].

Ist nun aber im Alpha-Motorneuron durch die Summation der postsynaptischen Potenziale die Membranschwelle überschritten, wird ein Aktionspotenzial ausgelöst. Die Übertragung dieses Aktionspotenzials auf den Muskel mit Erzeugung eines Muskelaktionspotenzials nennt man Neuromuskuläre Ausbreitung, auf Englisch: Neuromuscular Propagation. Veränderungen können durch die elektrische Stimulation der M-Welle in einem Elektromyogramm gemessen werden. Durch anhaltende Muskelarbeit können sich nach Enoka vier Vorgänge aus der neuromuskulären Ausbreitung verändern und zur Ermüdung beitragen. Erstens kann das Aktionspotenzial des Alpha-Motoneuron nicht alle Äste des Telodendrons aktivieren. Zweitens kann die Entleerung der präsynaptischen Vesikel herabgesetzt sein. Drittens kann die Menge des Acetylcholins abnehmen und viertens können die postsynaptischen Rezeptoren desensibilisieren [60].

Die Calciumkinetik

Verbreitet sich das Muskelaktionspotenzial über die Muskelzellmembran, folgt die Elektromechanische Kopplung, auf Englisch: Excitation-contraction-coupling. Grob abgefasst erfolgt hier die Ausbreitung des Muskelaktionspotenzials entlang dem Sarkolemm bis hinein in die T-Tubuli. Der spannungsabhängige Dihydropyridin-Rezeptor als Calciumkanal interagiert mit dem Ryanodin-Rezeptor der terminalen Zisternen des Sarkoplasmatischen Retikulums (SR), wodurch sich Calciumkanäle öffnen und dieses Calcium gradientenabhängig in das Sarkoplasma strömt. Das

Calcium wird an den Muskelfilamenten von dem Troponin C gebunden. Das Tropomyosin gibt damit die Bindungsstelle des Aktins frei und Aktin und Myosin können eine feste Bindung eingehen. Dadurch spaltet die Adenosintriphosphatase (ATPase) der Myosinköpfe das gebundene Adenosintriphosphat (ATP) in Adenosindiphosphat (ADP) und Phosphat (P). Bei der Freisetzung beider letzterer erfolgt der Kraftschlag der Myosinköpfe und damit das Filamentgleiten. Zur Lösung des Aktin-Myosinkomplexes muss neues ATP an den Myosinköpfchen gebunden werden. Der Kontraktionszyklus kann erneut beginnen, sofern das zytosolische Calcium noch hoch genug ist. Bei Ausbleiben von weiteren Aktionspotenzialen sinkt dieses jedoch ab durch ständigen Rücktransport durch die Ca-ATPase in das sarkoplasmatische Retikulum und Tropomyosin legt sich wieder an die Bindungsstelle zum Myosin [58, 60].

Ein kritischer Punkt in anhaltender intensiver Muskularbeit scheint der ATP-Verbrauch zu sein. Dieser könne bis zu 100-fach gesteigert sein im Vergleich zum Ruheverbrauch. Weder durch aeroben noch durch anaeroben Stoffwechsel könne dieser Bedarf gedeckt werden. Tatsächlich würde das intrazelluläre ATP-Niveau jedoch lediglich um ca. 20 % bis 25 % sinken, selten um 50 %. Ein übermäßiger Verlust könnte zu Schädigung der Muskelfaser führen. Neben kraftregulierenden Mechanismen auf spinaler und supraspinaler Ebene, wie der Rekrutierung motorischer Einheiten und Frequenzierung des Aktionspotenzials gibt es mehrfach regulative Mechanismen auf Zellebene. Diese können teils zu dem Phänomen der Muskelermüdung beitragen, dafür aber ATP einsparen. Auf der anderen Seite gibt es auch solche, die trotz anhaltender Muskularbeit die Muskularbeit verbessern oder konstant halten [72]

ATP wird durch ATPasen verbraucht. 60 % des ATP-Verbrauchs entfallen auf die oben angesprochene Myosin-ATPase des Kontraktionszyklus, 30 % auf die Ca-ATPase des sarkoplasmatischen Retikulums, die auch bei anhaltendem Aktionspotenzial Calcium aus dem Zytoplasma pumpt. Schlussendlich entfallen ca. 10 % auf die Natrium-Kalium-Adenosintriphosphatase (Na-K-ATPase), die das Ruhemembranpotenzial der Zellmembran aufbaut. Durch die Myosin- und Ca-ATPase können 90 % des ATP-Verbrauchs also durch die zytosolische Calciumkonzentration beeinflusst werden [72].

Bei intensiver Muskularbeit tritt Ermüdung innerhalb kürzester Zeit auf, wenn der Energieverbrauch die Kapazität des aeroben Stoffwechsels überschreitet [73]. Enoka unterscheidet 2015 myofibrillar fatigue und failure of activation. Zuerst tritt sowohl bei isometrischer als auch bei dynamischer Muskularbeit die Ermüdung der Myofibrillen, myofibrillar fatigue, auf, wobei es zu einer Reduktion der Kraft und Effizienz der Querbrücken kommt. Letzteres bedeutet, dass die Kraft pro Energieeinheit verringert ist. Die myofibrillar fatigue ist unter anderem von der Temperatur, dem pH-Wert, der Sarkomerlänge, der Phosphorylierung der regulativen Leichtkette und der Konzentration von anorganisches Phosphat-Ionen (Pi) abhängig [58, 60, 72, 74].

Jedoch kommt es danach vor allem zu einer verminderten Freisetzung von Calcium aus dem Sarkoplasmatischen Retikulum (SR). Ein Mechanismus, wodurch der ATP-abhängige Calciumrücktransport in das SR reduziert werden kann ohne vorerst an Kraft einzubüßen, ist die posttetanische Potenzierung. Hierbei ist zu beobachten, dass nach einer tetanischen Stimulierung des Muskels die Kraft einer einzelnen Zuckung größer ist als ohne vorherige Stimulation. Gleiches ist auch nach willkürlicher Aktivität zu beobachten und heißt dann Postaktivierungspotenzierung. Dieses Phänomen ist einer erhöhten Calciumsensitivität der regulativen Leichtketten der Myosinköpfe zuzuschreiben, welche durch calciumabhängige Phosphorylierung geschieht und auch bei Ermüdung anhält. Allgemein kann das Verhältnis von Calcium und Kraft auf einen sigmoidalen Graphen aufgetragen werden. Bei sehr geringem intrazellulärem Calcium zeigt sich keine Kraftproduktion. Je weiter das Calcium jedoch steigt, desto größer wird die Kraft bis es bei weiterem intrazellulärem Calcium auch zu keiner Kraftsteigerung mehr kommt, da bereits alle Bindungsstellen am Troponin C besetzt sind. Bei der posttetanischen Potenzierung ist diese Kurve auf der x-Achse des Calciums nach links verschoben. Während Ermüdung kann also Kraft erhalten werden bei geringerem intrazellulärem Calcium und vermindertem ATP-Verbrauch. Insgesamt kann so auch die Aktionspotenzialfrequenz niedriger gehalten werden [72]. Zu erinnern ist die Muscle wisdom-Hypothese weiter oben dargelegt. Bei dieser kommt es auch zu einer Herabsetzung der Frequenz der Aktionspotenziale, die jedoch durch periphere und spinale Afferenzen sowie durch Eigenschaften der Motoneurone selber reguliert sei [66].

Die Freisetzung von Calcium wird vor allem aber durch das Muskelaktionspotenzial an den T-Tubuli des Sarkolemm getriggert und auch reguliert. Die Freisetzung ist abhängig von der Amplitude und dem Anstieg des Muskelaktionspotenzials. Letzteres wiederum ist beeinflusst von dem Ruhemembranpotenzial, der Ionenverteilung über der Membran und selektiv permeablen Ionenkanäle der Zellmembran, die bei der Steuerung der Membranspannung wichtig sind. [72]. Im Intrazellulärraum überwiegen Kalium und anionische Proteine und im Extrazellulärraum überwiegen Natrium und negative Chloridionen. Die Na-K-ATPase, als selektiv permeabler Ionenkanal arbeitet elektrogen mit einer Favourisierung des Intrazellulärspaces zu negativer Ladung. Durch die dauerhaft geöffneten Kalium-Leck-Kanäle unter Einwirkung des Kalium-Gleichgewichtspotenzials, was zu einem bedingten zusätzlichen Auswärtsstrom von Kalium führt, wird die negative Ladung des Zellinneren im Verhältnis zum Zelläußeren verstärkt zu ungefähr -80 mV. Beim Aktionspotenzial kommt es zu einer kurzen spannungsgesteuerten Öffnung von Natriumionenkanälen (Nv) und Einwärtsstrom des Natriums mit Depolarisation bis hin zu einem Overshot bis zu 30 mV. Zeitlich versetzt öffnen spannungsgesteuerte Kaliumkanäle, wodurch es durch Kaliumeinstrom zu einer Repolarisation kommt [72]. Bei anhaltender Muskelkontraktion und der damit verbundenen langen Abfolge von Aktionspotenzialen kann es zur Akkumulation von extrazellulärem Kalium kommen. Bei erhöhtem extrazellulärem Kalium sinkt der Kaliumgradient über der Membran, weswegen weniger Kalium die Zelle verlässt. Bei einem somit weniger negativen Membranpotenzial und einer damit verbundenen geringeren Öffnungswahrscheinlichkeit von den spannungsabhängigen

Natriumkanälen kommt es zu einem geringeren Overshot des Aktionspotenzials. Ist der Overshot geringer als 5 mV, ist die Calciumfreisetzung aus dem sarkoplasmatischen Retikulum ebenfalls geringer und somit auch die daraus folgende Kraftentwicklung. [72, 73].

Die bereits genannten spannungssensiblen Dihydropyridin-Rezeptoren der T-Tubuli in der Membran bewirken durch eine Konformationsänderung die Freisetzung des Calciums durch den Ryanodin-Rezeptor. Letzterer hat jedoch weitere Bindungsstellen, durch welche seine Öffnungswahrscheinlichkeit inhibiert oder gebahnt werden kann. Der Rezeptor kann hier ebenso als Energiesensor betrachtet werden. Denn ATP ist für gewöhnlich an Magnesium gebunden. Bei seinem Verbrauch wird Magnesium freigesetzt. ATP gibt also einen hohen Energiezustand und freies Magnesium einen niedrigen Energiezustand an. Tatsächlich bindet ATP an die aktivierende Bindungsstelle und Magnesium an die inhibierende von dem Ryanodin-Rezeptor. Letztere Variante führt wiederum zu einer verminderten Calciumfreisetzung und damit zu einem geringeren ATP-Verbrauch im Zustand des Energiemangels, wodurch jedoch die Leistung auch gemindert ist [72]. Die intrazelluläre Calciummenge hat ebenfalls Einfluss auf die Öffnungswahrscheinlichkeit des Ryanodin-Rezeptors. Ist deren Konzentration erhöht kann es ein Protein namens Calmodulin binden und am Ryanodin-Rezeptor die Öffnungswahrscheinlichkeit senken. Bei geringem intrazellulärem Calcium fördert das freie Calmodulin, das dann als Apocalmodulin vorliegt, dagegen die Öffnungswahrscheinlichkeit. Darüber hinaus gibt es noch weitere Liganden des Ryanodin-Rezeptors, die hier nicht weiter erläutert werden. Bezogen auf Calmodulin kann noch einmal Rückgriff auf die regulativen Myosinleichtketten genommen werden, die weiter oben in Bezug auf die posttetanische Potenzierung erwähnt wurden. Denn der Calcium-Calmodulin-Komplex aktiviert die Myosinleichtketten-Kinase, wodurch diese Leichtketten phosphoryliert und damit aktiviert werden. Bei diesem Phänomen der posttetanischen Potenzierung führt dieser Komplex zu einer geringeren Calciumfreisetzung bei gleichbleibender Kraft, wohingegen er an dem Ryanodin-Rezeptor zu einer verminderten Freisetzung führt mit Krafteinbußen [72]. Auch hier wird wieder deutlich, wie komplex die Kraftsteuerung und Fatigue ist.

Der aerobe und anaerobe Stoffwechsel sowie die Muskelperfusion

Glykogen ist ein wichtiger Energielieferant für die ATP-Resynthese. Ermüdung bei aerober Muskularbeit korreliert stark mit der Erschöpfung von Glykogenspeichern. Eine glykogenreiche Diät zur Auffüllung der Speicher trägt mit entscheidend zur Leistungsfähigkeit in Ausdauerbelastungen bei [75]. Von Ørtenblad wurde 2015 beschrieben, dass die Verteilung in die verschiedenen Glykogenspeicher abhängig ist von der Intensität, dem Muskelfasertyp, dem Trainingsstatus beziehungsweise der Immobilisation und dass die verschiedenen Speicher verschiedenen Zellfunktionen dienen. Bei Fatigue scheinen vor allem die intramyofibrillären Speicher eine Rolle zu spielen. Ein niedriger Glykogenlevel könnte als feedforward Signal dienen und die Calciumfreisetzung sowie die Membranerregbarkeit reduzieren und führt damit zu schwächerer

Muskelkontraktion [76] Weitere Studien seien nach Cheng nötig, um die genauen Zusammenhänge darzulegen [73]

Bei jeder Muskelarbeit fallen radikale Sauerstoff- und Stickstoffspezies an (reactive oxygen species, ROS und reactive nitrogen species, RNS). ROS kommen vor allem bei der aeroben Glykolyse in den Mitochondrien vor. Es wird auch ein Vorkommen durch die NADPH-Oxidase 2 (nicotinamide adenine dinucleotide phosphate oxidase 2) diskutiert. ROS oxidieren Zellproteine wie die Natrium-Kalium-ATPase, Myofibrillen, den Dihydropyridin-Rezeptor und den Ryanodin-Rezeptor und können so die Calciumfreisetzung als auch die Calcium-Sensitivität der Myofibrillen heruntersetzen. Zusätzlich können sie Typ IV-Afferenzen aktivieren und so auch auf neuronaler Ebene Leistung senken. Aktuelle Studien führen jedoch teils zu gegensätzlichen Aussagen, nach denen es auch zu einer Erhöhung der Calciumsensitivität kommen kann. Bei hochintensiver Muskelarbeit scheinen jedoch eher andere Ermüdungsmechanismen im Vordergrund zu stehen. Bei Ausdauerbelastung können ROS und RNS allerdings im Training auch zur Adaptation beitragen. [58, 73].

Die Mitochondrien sind unter anderem der Ort der Atmungskette und der ATP-Synthase und somit der Ort, an dem letzten Endes die ATP-Synthese im aeroben Stoffwechsel stattfindet. Auch in diesem Zusammenhang spielt die Calciumkonzentration eine wichtige Rolle. Erhöhte intrazelluläre Basiskonzentration von Calcium regt die mitochondriale Biogenese an. Bei Muskelkontraktion kann das intrazelluläre Calcium jedoch um das 100-fache ansteigen. Die mitochondriale Calciumkonzentration muss jedoch feinreguliert sein. Eine Erhöhung führt zu einer aktiveren Atmungskette und stärkeren ATP-Synthese, eine zu hohe Konzentration führt allerdings zur Apoptose [73].

Den anaeroben Stoffwechsel betreffend steht zum einen Kreatinphosphat als schneller Phosphatdonator für die ATP-Bildung zur Verfügung. Vor allem dem abgespaltenen anorganischen Phosphat-Ion (P_i) wird eine Rolle in der Störung der Kontraktion durch die Myofibrillen nachgesagt. Es kann aber auch in hoher Konzentration in das Sarkoplasmatische Retikulum gelangen und dort mit Calcium präzipitieren. In der Folge kommt es zu einer geringen zytosolischen Freisetzung von Calcium. Außerdem hemmt P_i die Calciumfreisetzung durch den Ryanodin-Rezeptor. Dieser Vorgang wird durch freies Magnesium unterstützt, das für gewöhnlich an ATP gebunden ist, jedoch bei deren Mangel, also Energiedefizit der Zelle, frei ist. Dem Kreatin selber wird keine Rolle in dem Prozess der Ermüdung zugeschrieben [58, 58, 74].

Zum anderen besteht im anaeroben Stoffwechsel die anaerobe Oxidation von Pyruvat zur Verfügung. Laktatsäure dissoziiert zu Laktat und einem Wasserstoffion. Auch hier wird dem Laktat keine Rolle in dem Prozess der Ermüdung zugeschrieben. Vielmehr wurde jedoch über das Wasserstoffion diskutiert. Die Rolle des erniedrigten pH steht immer noch zur Diskussion. Anders als zu früheren Annahmen wird der erniedrigte pH heute nicht mehr als Hauptgrund für Ermüdung angesehen. Hier bezieht man sich auf Studien die zeigten, dass zum Beispiel in Muskelfasern, die mit Säure behandelt wurden, kein schnellerer Kraftverlust zu registrieren war und eine Erholung

auch ohne Anhebung des pH-Wertes erfolgte. Die Wasserstoffionen könnten jedoch den Effekt des P_i unterstützen. Zudem spielen sie eine Rolle bei der Calciumfreisetzung aus dem sarkoplasmatischen Retikulum, der Calciumsensitivität und der Querbrückenbildung [58, 73, 74].

Die Perfusion der Muskulatur ist im aeroben Stoffwechsel wichtig für die Versorgung mit Sauerstoff und im anaeroben Stoffwechselweg auch für die Beseitigung von Stoffwechselprodukten [58]. Wie bereits erwähnt, kommt es bei isometrischer Muskelarbeit bereits bei 20-30 % des MVT schon zu einer verminderten Muskelperfusion [69]. Durch Muskelarbeit wird systemisch der mittlere arterielle Druck gesteigert, was jedoch mit einer Minderperfusion der Muskulatur einhergeht [58]. Metabolite hemmen entweder direkt den Stoffwechsel, beziehungsweise zelluläre Signalwege und den Greif-Loslass-Zyklus oder werden von Metaborezeptoren detektiert und lösen über Typ IV-Afferenzen eine Inhibition von Motoneuronen aus [67]. Verminderte Perfusion verkürzt also die Zeit zur Ermüdung und erhöht den Kraftverlust. Dennoch zeigt die Arbeit von Wigmore, dass die reduzierte Perfusion nicht zum Schlüsselfaktor der Ermüdung zählt [58]. Vor allem bei intermittierender Muskelarbeit und alternierenden Aktivitätsmustern kann sich ein anderes Bild zeigen. Durch die wechselhafte Muskelspannung kann der Blutfluss aufrecht erhalten oder gar erhöht werden und somit Stoffwechselprodukte beseitigt werden [69].

Auch Versuche mit reduzierter oder erhöhter Sauerstoffkonzentration in der Atemluft führten zu stärkerer beziehungsweise abgeschwächter Ermüdung. Dies gilt für moderate Arbeit. Bei hochintensiver Arbeit ist die maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) nicht ausreichend und die ATP-Resynthese geht mit einer Störung der metabolischen Homöostase einher [58].

Die Muskelfasertypen

Der Skelettmuskel besteht aus verschiedenen Muskelfasertypen [77]. Die Bestimmung der Muskelfasertypen kann durch verschiedene Methoden erfolgen. Bekannte Methoden sind die Identifikation der Isoformen der Myosin-Schwerketten und die Identifikation verschiedener Muskelenzyme. [78]. Eine gebräuchliche Einteilung erfolgt nach der Färbung der Myosin-ATPase. Man kann hier bis zu sieben Typen (I, IC, IIC, IIAC, IIA, IIAB, and IIB) unterscheiden. In ihrer Eigenschaft spricht man ganz allgemein von Typ I-Fasern als langsam zuckende und Typ II-Fasern als schnellzuckende Fasern [78, 79].

Die Muskelfasertypen unterscheiden sich in mehrfacher Hinsicht. Zum Beispiel gibt es Unterschiede in der Erregbarkeit der Zellmembran, der Kopplung von Erregung und Kontraktion, dem kontraktilem Apparat, dem Zellgerüst und dem Energieverbrauch. Diese Unterschiede entsprechen den Anforderungen der Muskelfasertypen [80].

So kontrahieren die Typ I Fasern langsamer, erzeugen weniger mechanische Leistung, verbrauchen dafür aber auch weniger ATP. Für die Typ II Fasern gilt das Entgegengesetzte [80]. Typ I-Fasern sind somit ermüdungsresistenter. Zum Beispiel ist die sarkoplasmatische Calcium-ATPase langsamer, so dass das freie intrazelluläre Calcium höher ist. Die Relaxationsrate dieser

Muskelfasern ist langsamer [81]. Die höhere Ermüdungsresistenz der Typ I Fasern kommt auch durch eine höhere Kapazität der Oxidation von Fettsäuren [78, 82, 83].

Typ II-Fasern haben eine schnellere Kinetik des Calciums, die Hydrolyserate der ATPase der Myosinköpfe der Typ II-Fasern ist bis zu zwei- oder dreimal schneller als die von Typ I-Fasern und bestimmt somit die Geschwindigkeit der Querbrückenverbindung zwischen Aktin und Myosin [78]. Sie haben eine schnellere Kontraktionsgeschwindigkeit und Relaxationszeit, können mehr Kraft entfalten und haben eine höhere RTD, sind dafür aber schneller ermüdbar als Typ I-Fasern [51, 80, 84].

Es gibt die Annahme, dass Frauen im Allgemeinen einen höheren Anteil an Typ I Fasern hätten. Die Annahme stammt vor allem aus Studien, die überwiegend den M. vastus lateralis untersuchten [85, 86]. Vereinzelt wurden auch der M. tibialis anterior, M. gastrocnemius (Caput laterale) und der M. biceps brachii auf einen höheren Anteil an Typ I Fasern hin untersucht [77, 84–88]. Aufgrund einer höheren Oxidation von Fettsäuren während der Belastung von Frauen, analysiert aus Blutwerten und der Ausatemluft, kann aber allgemein auf einen höheren Anteil von Typ I Fasern geschlossen werden [85].

Speziell den M. quadriceps in Bezug auf die Faserzusammensetzung betrachtend, fällt auf, dass die meisten Studien tatsächlich allein den M. vastus lateralis untersuchten [84]. Schiaffino und Reggiani stellten fest, dass in ihrer Kohorte mit sowohl mehrheitlich sitzender als auch physisch aktiven Probanden der Typ I-Anteil in diesem Muskel unabhängig vom Geschlecht zwischen 15 % und 85 % variiert. 25 % der Probanden hatten entweder weniger als 35% oder mehr als 65 % Typ I Fasern [80]. Staron et al. wussten zu berichten, dass der Anteil der Probanden mit weniger als 35 % Typ I Fasern fast doppelt so viele männliche waren als weibliche. In dieser Studie zeigten männlichen Probanden einen Anteil von Typ I-Fasern von 17.6 – 65.6 % und weiblichen einen Anteil von 16.5 bis hin zu 97.4 % [86]. Zu gleichen Ergebnissen kamen die Studien von Roepstorff et al., Miller et al. und Horwath et al., dass die weiblichen Probanden gemittelt einen höheren Anteil an Typ I-Fasern hatten und Männer einen höheren Anteil von Typ II-Fasern [85, 87, 89].

Eine der wenigen Studien, in der vordergründig die Zusammensetzung der Muskelfasertypen der Hamstringmuskulatur und nachrangig die der Quadricepsmuskulatur analysiert wurde, war die Studie von Garrett et al. [90]. Es wurden sieben Biopsien aus der ischiocruralen Muskulatur (je zwei Biopsien aus den Köpfen des M. semimembranosus, M. semitendinosus und dem langen Kopf des M. biceps femoris, eine Biopsie aus dem kurzen Kopf) entnommen und vier aus dem M. quadriceps. Im Durchschnitt fand man in allen sieben Lokalisationen der ischiocruralen Muskulatur, entnommen an zehn Leichnamen, einen Anteil von Typ II-Muskelfasern von über 50 %. Vergleicht man dazu den M. quadriceps, hatte der M. vastus medialis und der M. vastus intermedius dabei einen Faseranteil des Typs II von weniger als 50%, während der M. rectus femoris als zweigelenkiger Muskel, so wie eben auch die gesamte ischiocrurale Muskulatur, einen überwiegenden Anteil von Typ II-Fasern hatte. Der M. vastus lateralis zeigte durchschnittlich ebenfalls mehr Typ II Fasern, zeigte dabei aber

auch die größte Variabilität der Faserzusammensetzung zwischen den Individuen. Für alle anderen genannten Muskeln beider Muskelgruppen würde es keine signifikante Variabilität geben. Dies ist insbesondere dahingehend beachtenswert, da unter den 10 untersuchten Leichnamen auch drei weibliche waren. Leider wurde jedoch nicht explizit der Frage nach einer Geschlechtsdifferenz der Muskelfaserzusammensetzung nachgegangen, so dass diese Frage mit dieser Studie nicht abschließend beantwortet werden kann. Im Durchschnitt starben die Probanden mit 60 Jahren (zwischen 37 bis 76 Jahre). Unter ihnen war keine neuromuskuläre Erkrankung oder abnorme Verteilung der Muskelfasertypen bekannt [90].

2.2.3 Forschungsstand zum Einfluss von Ermüdungsinterventionen auf die H/Q-Ratio

Wie bereits weiter oben erwähnt, untersuchte die Studie von Hawkins et al. von 2001 die allgemeine Verletzungsinzidenz im englischen Profifußball. Bei Verletzungen, die im Wettkampf stattfanden wurde belegt, dass signifikant mehr Verletzungen am Ende einer jeden Halbzeit auftraten und in der zweiten Halbzeit mehr als in der ersten. Von allen Verletzungen traten am häufigsten muskuläre und am zweithäufigsten ligamentäre Verletzungen auf. Den Oberschenkel betrachtend war die Hamstringmuskulatur zu 67 % und die Quadricepsmuskulatur zu 33 % von Muskelzerrungen betroffen [23].

Der Einfluss von Ermüdung auf das Muskelkraftverhältnis von Hamstrings zu Quadricepsmuskulatur wurde überwiegend in Studien mit männlichen Fußballspielern untersucht. Das heißt, dass diese Probanden auf intermittierende schnellkräftige und hochintensive Anforderungen wie Sprints, Sprünge und Kicken trainiert waren [2, 91–98].

Die Studien haben zwar gemeinsam, dass ein Muskelkraftverhältnis von Kniebeuger und Kniestrecker unter Ermüdungsbedingungen untersucht wurde, jedoch hatten sie verschiedene H/Q-Ratios zum Gegenstand, wie zum Beispiel die konventionelle [95, 96], die funktionelle [95, 96] oder die Ratio der RTD [96, 98]. Zudem kamen Aspekte hinzu, wie der Vergleich des dominanten und nicht dominanten Beines [2, 91], verschiedene Kontraktionsgeschwindigkeiten und der Aspekt, ob die Muskelgruppen sich vor Ermüdung in einem balancierten oder unbalancierten Zustand befanden [95]. Vor allem unterschieden sich aber auch die Protokolle der Ermüdungsinterventionen. Aufgrund der so unterschiedlichen Variablen und gemessenen H/Q-Ratios sollen im Folgenden Studien exemplarisch erläutert werden. Im Anschluss wird eine Zusammenfassung versucht.

Einfluss von Ermüdungsinterventionen auf dem Laufband oder dem Feld auf die konventionelle und die funktionelle H/Q-Ratio

Eine der wenigen Studien mit ausschließlich weiblichen Probanden wurde von Delextrat et al. 2013 durchgeführt. Es wurde wie auch in manch anderen Studien der Loughborough Intermittent Shuttle Test (LIST) als Ermüdungsintervention durchgeführt. Dies ist ein Lauftest auf dem Platz, der die läuferische wie auch metabolische Belastung eines Fußballspieles simulieren soll. In dieser Studie wurde eine Modifikation vorgenommen, indem auch spezifische Bewegungsmuster des

Torschusses integriert wurden. Das konzentrische Spitzendrehmoment des Quadriceps und das exzentrische der Hamstrings wurden bei 120 °/s gemessen. Als Ergebnis wurde eine Reduktion der funktionellen H/Q-Ratio bei Messung der Spitzendrehmomente sowohl des dominanten als auch des nicht dominanten Beines veröffentlicht. In dem dominanten Bein war die Abnahme von 14,1 % größer als in dem nicht dominanten Bein mit einer Abnahme von 8,0 % [99]. Ein erhöhtes Verletzungsrisiko zum Ende eines Spieles wird hier angenommen. Verwiesen wird auf vorhergehende Studien, nach denen ein unbalanciertes Muskelkraftverhältnis der Kniegelenkmuskulatur durch Training der Hamstrings verbessert werden kann und eine verbesserte Rumpf- und Hüftgelenkskontrolle ebenso das Verletzungsrisiko mindert [99].

Selber Wissenschaftler untersuchte bereits 2010 mit seinen Kollegen ausschließlich männliche Probanden. Vor und nach der Ermüdungsintervention mit dem LIST wurde in beiden Beinen das konzentrische Spitzendrehmoment des Quadriceps und der Hamstrings als auch das exzentrische Spitzendrehmoment der Hamstrings jeweils bei 60 °/s als auch bei 180 °/s ermittelt. Alle Spitzendrehmomente verschlechterten sich nach der Ermüdungsintervention. Gesetzt in das Muskelkraftverhältnis kam es jedoch nur zu einer Abnahme im dominanten Bein und hier vor allem bei der funktionellen H/Q Ratio bei beiden Geschwindigkeiten. Die Autoren erklären sich die stärkere Ermüdung der Hamstrings des dominanten Beines durch die Beobachtung, dass Richtungswechsel und Ballspiele auch teils in diesem Ermüdungsprotokoll durch das dominante Bein durchgeführt wurden. Des Weiteren hätten sich die Hamstrings auch in vorhergehenden Studien als ermüdungsanfälliger gezeigt, vermutlich durch ihren höheren Anteil an Typ II Fasern. Ein schnellkräftiges exzentrisches Training der Hamstrings könnte also das Verletzungsrisiko von Fußballspielern verringern [2].

Sieben Jahre früher führten bereits Rahnama et al. eine ähnliche Studie durch. Das ein Fußballspiel simulierende Ermüdungsprotokoll wurde jedoch nur auf einem Laufband durchgeführt und nicht auf einem Platz, wie bei Delextrat [2, 99]. Die Krafttests der Quadriceps- und der Hamstringmuskulatur erfolgten in konzentrischer Weise bei 60 °/s, 120 °/s und 300 °/s und in exzentrischer Weise bei 120 °/s. Auch hier nahmen alle Spitzendrehmomente über die Zeit der Belastung ab. Die Quadricepsmuskulatur verlor bei langsamer konzentrischer Kontraktionsgeschwindigkeit mehr an Kontraktionskraft als bei schneller. Dieses geschwindigkeitsabhängige Ermüdungsmuster zeigte sich nicht bei der Hamstringmuskulatur. Allerdings ermüdete sie bei allen Kontraktionsgeschwindigkeiten stärker als die Quadricepsmuskulatur. Noch deutlicher wurde der stärkere Kraftverlust der Hamstringmuskulatur in exzentrischer Kontraktionsweise. Diesen Werten entsprechend nahmen sowohl die konventionelle als auch die funktionelle H/Q-Ratios konstant ab. Die Abnahme der konventionellen H/Q-Ratio war bei langsamer Kontraktionsgeschwindigkeit tendenziell kleiner als bei schneller aufgrund der stärkeren Ermüdung des Quadriceps bei langsamer Kontraktionsgeschwindigkeit. Die Werte des dominanten Beines fielen bei 120 °/s von 0,62 auf 0,56 und bei 300 °/s von 0,8 auf 0,74. Die Werte der funktionellen H/Q-Ratio fielen von 0,77 auf 0,67 bei

120 °/s. Damit war die ermüdungsbedingte Abnahme der funktionellen H/Q-Ratio größer als die der konventionellen H/Q-Ratio. [91].

Andere Studien schlossen nicht mehr beide Beine in die Untersuchungen ein. Greig et al. nutzten 2008 ebenfalls drei Kontraktionsgeschwindigkeiten von 60°/s, 180°/s und 300°/s und ein Ermüdungsprotokoll auf einem Laufband mit verschiedenen spielspezifischen Intensitäten jedoch ohne motorische Anforderungen wie Schießen, Springen und Tackling. Die Tests von konzentrischen und exzentrischen Spitzendrehmomenten auf einem Dynamometer wurden alle 15 Minuten und einmalig nach einer 15-minütigen Halbzeitpause durchgeführt. Ein besserer Vergleich der Ermüdungserscheinungen zu den Verletzungserscheinungen zu bestimmten Phasen des Spieles sollte so dargestellt werden können. Im Ergebnis konnte beschrieben werden, dass sowohl die konzentrischen Spitzendrehmomente der Quadriceps- als auch der Hamstringmuskulatur über die Belastung nicht signifikant abnahmen und allgemein die Versuche mit langsameren Kontraktionsgeschwindigkeiten die höheren Kraftwerte produzierten. Dies widerspricht den Ergebnissen zuvor beschriebener Studien [2, 91]. Explizit wird die oben genannte Studie von Rahnama et al. von 2003 angeführt. Diskutiert werden die verschiedenen Ermüdungsprotokolle, obwohl beide auf dem Laufband stattfanden. Dass nun die Probanden von Rahnama et al. in konzentrischer Weise ermüdeten, möge daran liegen, dass im Ermüdungsprotokoll die Belastungseinheiten länger waren und die hohen Intensitäten übermäßig repräsentiert waren als in einem realen Spiel, nach der Meinung von Greig et al. Zudem führen sie an, dass Spieler des Universitätsniveaus eine Belastung von Profispielern hätten ausüben müssen. Andererseits könnten auch die Testungen alle 15 Minuten in der Studie von Greig et al. die Belastungsphasen unterbrochen haben. Trotz allem stimmte diese Studie mit anderen überein, dass die exzentrischen Spitzendrehmomente der Hamstrings über die Belastungsdauer abnahmen. In diesem Protokoll war dies vor allem der Fall in den letzten 15 Minuten der ersten Hälfte und auch nach den 15 Minuten Halbzeitpause sowie in den letzten 30 Minuten der zweiten Hälfte. Die höheren exzentrischen Kontraktionsgeschwindigkeiten zeigten die größeren Ermüdungseffekte. Interessanterweise produzierten die hohen dynamisch exzentrischen Kontraktionsgeschwindigkeiten zu jeder Zeit die höheren Kraftwerte im Gegensatz zu den dynamisch konzentrischen Kontraktionsweisen. In diesem Zusammenhang zeigte die funktionelle H/Q-Ratio zu jeder Zeit und vor allem bei den hohen Kontraktionsgeschwindigkeiten die höheren Werte. Jedoch zeigten diese auch eine stärkere Abnahme über die Belastungsdauer. Ein Zusammenhang mit höherem Verletzungsrisiko zu den Enden beider Halbzeiten als auch zum Anfang der zweiten Halbzeit ist hier darstellbar durch die Krafttests alle 15 Minuten. Die schnellkräftig exzentrisch arbeitende Hamstringmuskulatur als bremsende Kraft der Hüftbeugung als auch der Kniestreckung kommt besonders bei den schnellkräftigen Anforderungen des Sprints und des Schießens eines Balles zur Geltung. Sie nimmt jedoch auch am meisten im Spielverlauf ab. Das Verletzungsrisiko der Muskulatur selber als auch des Kniegelenkes können so steigen. Limitierend geben die Autoren an, dass in weiteren Studien einerseits größere Probandenzahlen herangezogen werden sollten. Besser wäre es auch, den

Winkel des Spitzendrehmomentes zu untersuchen als auch generell den Zusammenhang von Spitzendrehmomenten zu Verletzungsinzidenzen und Verletzungsmechanismen. Zudem möge ein Ermüdungsprotokoll auf dem Feld mit Richtungswechseln und Ballspiel den Ermüdungserscheinungen von Fußballspielern gerechter werden [93].

Ebenso nur das dominante Bein testend, jedoch im Rahmen eines multidirektionalen Ermüdungsprotokolls machten sich zwei Jahre später Small et al. zur Aufgabe [94]. Als multidirektionales Ermüdungsprotokoll wählten sie den 90-minütigen soccer specific aerobic field Test, SAFT[®]. Bestehend aus einem Pendellauf von 20 Metern Strecke in eine Richtung integriert er vier Positionsstangen zwischen denen vorwärts, rückwärts als auch seitlich gelaufen wird in fünf verschiedenen Geschwindigkeiten, Stehen eingenommen. Integriert wurden somit Richtungs- und Geschwindigkeitswechsel, jedoch keine Kontakte, weder mit dem Ball noch mit einem Mitspieler. Die Krafttests auf dem Dynamometer fanden vor der Belastung statt, nach 45 Minuten Belastung, gleichbedeutend zu vor einer 15-minütigen Pause als auch am Ende nach 105 Minuten. Der Quadriceps wurde konzentrisch und die Hamstrings sowohl konzentrisch als auch exzentrisch auf das Spitzendrehmoment bei ausschließlich 120 °/s getestet [94]. Übereinstimmend mit Greig et al. blieben Kraftverluste der konzentrischen Kontraktionen von Quadriceps- und Hamstringmuskulatur aus, was wiederum im Widerspruch zu den Ergebnissen von Rahnama et al steht. Alle drei Studien sind sich jedoch einig, dass durch ihre jeweils unterschiedlichen, jedoch ein gesamtes Fußballspiel simulierenden Ermüdungsprotokolle das exzentrische Spitzendrehmoment abnimmt und damit auch die funktionelle H/Q-Ratio [91, 93, 94]. Wie bereits von Greig et al. vorgeschlagen, wurde hier auch die Veränderung des Spitzendrehmomentes über die Belastung registriert [93, 94]. Bei den konzentrischen Kontraktionsweisen verschob sich der Winkel des Spitzendrehmomentes mit Ermüdung hin zu längerer Muskellänge, wohingegen die Hamstrings in exzentrischer Kontraktion den Spitzendrehmoment in kürzerer Muskellänge zeigten [94].

Einen ganz anderen Aspekt eines Einflusses von Ermüdung auf die H/Q-Ratio warfen de Abreu Camarda et al. 2012 auf [95]. Sie gingen der Frage nach, ob ein balanciertes oder unbalanciertes Muskelkraftverhältnis vor dem Ermüdungsprotokoll einen Einfluss auf die H/Q-Ratio nach dem Ermüdungsprotokoll habe. Die konventionelle H/Q-Ratio wurde zur Unterscheidung von balanciertem oder unbalanciertem Muskelkraftverhältnis herangezogen. Ein Wert von unter 0,6 galt als unbalanciert und ein Wert zwischen 0,6 und 0,7 galt als balanciert, nach denen die Profifußballspieler in zwei Gruppen eingeteilt wurden. Zur Ermüdung wurde ein fußballspezifisches Laufbandprogramm über 90 Minuten mit 15 Minuten Halbzeitpause genommen. Zur Überraschung zeigten die gewonnenen Daten, dass in der Gruppe mit dem von vornherein unbalancierten Muskelkraftverhältnis die Abnahme von konventioneller als auch funktioneller H/Q-Ratio nicht signifikant waren im Gegensatz zu den postinterventionellen H/Q- Ratio-Werten aus der balancierten Gruppe. Vor allem die funktionelle H/Q-Ratio zeigte eine deutliche Abnahme aufgrund der stärkeren Ermüdung der Hamstrings in der balancierten Gruppe. Die Autoren führen zwei Hypothesen zur Begründung heran. Zum einen könnte es bei der exzentrischen Arbeit der Hamstrings in der

balancierten Gruppe eher zu ultrastrukturellen Muskelschäden gekommen sein und damit zu einer Kraftminderung. In der unbalancierten Gruppe könnte es im Ermüdungsprotokoll durch protektive spinale oder supraspinale Feedbackmechanismen zu geringerer Kokontraktion und damit zu geringerer Kraftentfaltung als auch ultrastrukturellen Schädigung der Hamstringmuskulatur gekommen sein. Zum anderen könnte die Hamstringmuskulatur der Spieler der balancierten Gruppe einen höheren Anteil an Typ II Fasern enthalten, die schneller ermüden, jedoch unermüdet auch die höheren maximalen Kraftwerte zeigen. Letztendlich hat auch diese Studie mit 21 Probanden, rekrutiert ausschließlich aus einem einzigen professionellen Fußballverein, zu wenige und zu spezifische Probanden, um allgemeine Erkenntnisse gewinnen zu können [95].

Einfluss von Ermüdungsinterventionen auf dem Laufband oder dem Feld auf die iMVT-HQ-Ratio und die RTD-H/Q-Ratio

Nachdem 2011 die RTD-H/Q-Ratio eingeführt wurde, griffen Greco et al. 2013 diese auf und bezogen sich auf die schnellkräftigen Aktionen eines Fußballspieles, in denen für den Kraftaufbau nur die ersten 50 bis 250 ms zur Verfügung stehen [96], beziehungsweise bezogen sich auch auf die Verletzungszeitspanne, die kleiner ist als 50 ms nach Bodenkontakt ist, um ein Kniegelenk vor einer vorderen Kreuzbandruptur zu schützen [52]. Entsprechend gab es eine Wissenslücke, wie die RTD-H/Q-Ratio sich nach fußballspezifischen Interventionen verändern würde. 22 professionelle Fußballspieler absolvierten ein fußballspielsimulierendes Laufbandprogramm mit zweimal 45 Minuten Länge, in denen verschiedene Intensitäten von Gehen, Joggen, flottes Laufen und Sprinten vorkamen und einer Halbzeitpause von 15 Minuten. Die Kniestrecker und -beuger wurden vor und nach der Intervention bei 70° Kniegelenksflexion in isometrischer und auch bei 60 °/s und 180 °/s in konzentrischer und exzentrischer Kontraktion getestet. Die Spitzendrehmomente aller eben aufgeführten Kontraktionsarten waren für beide Muskelgruppen postinterventionell reduziert, ebenso wie die RTD-Werte beider Muskelgruppen. Interessanterweise kommt es aber nur bei den konventionellen und funktionellen H/Q-Ratios, die in dynamischer Kontraktionsweise ermittelt wurden zu Verschlechterungen. Die H/Q-Ratio aus den isometrischen Spitzendrehmomenten sowie die RTD H/Q-Ratio zeigten keine signifikante Verschlechterung nach dem Ermüdungsprotokoll. Die Autoren stellen die Frage, ob während isometrischen und isokinetischen Kontraktionen Ermüdungseffekte auf Ebene der mechanischen Muskeleigenschaften verschieden wären. Aufgrund der relativ stabilen RTD-H/Q-Ratio fragte man sich zusätzlich, ob Ermüdung nur in der späten willkürlichen Phase der Kontraktion hin zur Maximalkraft die Gelenkstabilität beeinflussen würde [96].

Behan et al. untersuchten 2018 nicht mehr die funktionelle H/Q-Ratio [100]. Dafür nahmen sie Bezug auf die bereits erwähnte Verletzungszeitspanne von 50 ms nach Bodenkontakt und rückten in isometrischer Kontraktion neben der iMVT-H/Q-Ratio ebenso die RTD-H/Q-Ratio nach fußballspezifischer Ermüdung in den Vordergrund. Fünfzehn männliche Teamsportler, vor allem des Rugbys und des Fußballes absolvierten ein modifiziertes LIST-Ermüdungsprotokoll mit 90-minütiger

Dauer und 15-minütiger Halbzeitpause, der einen besonderen Erschöpfungsanteil in den letzten 15 Minuten der 90 Minuten enthielt, um so der Erschöpfung eines realen Spieles gerechter zu werden. Allerdings fehlten auch hier wieder die ballsportspezifischen Schüsse und Mitspielerkontakte. Die isometrischen MVT-Werte der Quadriceps- und der Hamstringmuskulatur bei 30° Kniegelenksflexion fielen um 12 % bzw. 15 %. Die H/Q-iMVT nahm jedoch wieder nicht signifikant ab. Studien in denen MVT-Werte nicht isometrisch, sondern dynamisch gemessen wurden, wie zum Beispiel wie weiter oben beschrieben in der Studie von Greco et al. 2013 [96], aber auch bei Rahnama 2003 [91], zeigten jedoch eine Reduktion der konventionellen H/Q-Ratio. Greco et al. fiel 2013 ja auch schon ein unterschiedliches Ermüdungsverhalten durch Testung mit isometrischer oder isokinetischer Kontraktion auf [96]. In der Diskussion räumen die Autoren ein, dass eine isometrische Messung nicht den dynamischen Anforderungen eines Fußballspieles nahe kommen würde [100]. Ebenso ohne signifikante Abnahme blieben die explosiven Kraftwerte der Quadriceps- und der Hamstringmuskulatur als auch die RTD-H/Q-Ratio in allen Zeitintervallen. Trotz eines Interventionsprogrammes, das in den letzten Minuten auf Erschöpfung ausgerichtet war, blieben die Parameter der Explosivkraft relativ konstant. Dass die iMVT-Werte sanken und die RTD-Werte nicht, versuchten die Autoren mit den Testmodalitäten zu erklären, bei denen die Kontraktionen für die iMVT's drei Sekunden gehalten werden sollten im Gegensatz zu den kurzen Kontraktionen der RTD. Im Zweifelsfall könnten auch physiologische Phänomene wie erhöhte Muskeltemperatur und posttetanische Potenzierung zu hohen Explosivkraftwerten trotz Ermüdung beigetragen haben [100]. Trotzdem stehen die Ergebnisse der konstanten RTD-Werte im Widerspruch zu denen anderer Studien, wie zu der zuvor genannten Studie von Greco et al. [96], in der die einzelnen RTD-Werte für die Quadriceps- und die Hamstringmuskulatur sehr wohl sanken. Nur die postinterventionelle RTD-H/Q-Ratio zeigt in beiden Studien keine signifikante Abnahme. Greco et al. nutzten jedoch 2013 ein Laufbandprotokoll zur Ermüdung. Diese Studie von Greco et al. oder auch die von Thorland et al. ermittelten die iMVT- und RTD-Werte zusammen in einer Kontraktion, so dass eventuell der Fokus nicht auf der Explosivkraft lag. Behan et al. kommen zu dem Schluss, dass im Fußball nicht die verminderte Explosivkraft zu Verletzungen führen würde [100].

2019 nutzten Grazioli et al. dann ein reales Fußballspiel als Ermüdungsintervention [98]. Getestet wurden auf einem Dynamometer in 30 ° Knieflexion die isometrischen MVT-Werte und RTD-Werte der Quadriceps- als auch der Hamstringmuskulatur. Die iMVT-H/Q-Ratio blieb unverändert, wobei auch die einzelnen Spitzendrehmomente unverändert blieben. Im Gegensatz zu vorbeschriebenen Studien kam es jedoch zu einer Reduktion der frühen H/Q- RTD (0-50 ms) um 24 %, wohingegen die späte Phase der RTD H/Q-Ratio bis 200 ms unverändert blieb, wie es ja auch die iMVT-H/Q-Ratio tat. Die Reduktion der frühen RTD-H/Q-Ratio zeichnet sich postinterventionell durch eine Rechtsverschiebung der Drehmoment-Zeit-Kurve der Hamstringmuskulatur aus. Bis zu 50 ms war das Drehmoment um 16 % verringert und bis 200 ms um 11 %. Im Gegensatz dazu zeigte die Drehmoment-Zeit-Kurve der Quadricepsmuskulatur sogar eine nicht signifikante Linksverschiebung. Die Autoren schließen daraus, dass die Explosivkraft der Hamstrings durch ein Fußballspiel mehr

beeinflusst wird als die maximale willkürliche Kraft. Zudem konnten die Autoren keine Korrelation zwischen der H/Q-RTD und der iMVT-H/Q-Ratio herstellen [98].

Einfluss von Ermüdungsinterventionen auf dem Dynamometer auf die konventionelle H/Q-Ratio

Sangnier und Tourny-Chollet. arbeiteten 2007 mit semiprofessionellen Fußballspielern zusammen [92]. Ihre Studie beinhaltete jedoch nicht ein Ermüdungsprotokoll, das ein Fußballspiel simulieren sollte. Auf einem Dynamometer wurden stattdessen nach Ermittlung der Maximalwerte für die Quadriceps- und die Hamstringmuskulatur bei 180 °/s hintereinander 50 Zyklen von Flexion und Extension in gleicher Winkelgeschwindigkeit durchgeführt. Alle fünf Kontraktionszyklen wurden die Spitzendrehmomente beider Muskelgruppen ermittelt und somit der Ermüdungsverlauf dokumentiert. Mit 48 Stunden Abstand wurden beide Beine randomisiert getestet. In beiden Beinen kam es zu einer stärkeren und früheren Ermüdung der Hamstring- im Vergleich zu der Quadricepsmuskulatur. Beide Muskelgruppen ermüdeten zudem in dem dominanten Bein stärker als in dem nicht dominanten Bein. Die gebildete H/Q-Ratio lag unermüdet bei 0,68 für das dominante und bei 0,69 für das nicht dominante Bein. In den Ausgangswerten gab es also keinen signifikanten Unterschied. Jedoch zeigte das dominante Bein nach 30 Kontraktionszyklen einen signifikanten Abfall, während das nicht dominante Bein dies erst nach dem 50igsten Kontraktionszyklus tat. Am Ende hatte das dominante Bein eine H/Q-Ratio von 0,49 und das nicht dominante Bein von 0,56 [92].

Kawabata nutzte 2000 ebenfalls ein Programm auf dem Dynamometer zur Ermüdung [101]. Die ebenfalls bei Sangnier und Tourny-Chollet [92] genannten 50 Zyklen von maximaler konzentrischer Flexion und Extension bei 180 °/s wurden dreimal wiederholt mit Pausen von je 10 Minuten. Jede Kontraktion konnte gemessen werden. Die Teilnehmer waren diesmal drei Sportarten zuzuordnen. Dies waren Fußballspieler, Baseballspieler und Marathonläuferinnen, rekrutiert aus Medizinstudenten. Hier liegt auch eine Schwäche der Studie, dass die Feldspielarten durch Männer vertreten wurden und der Marathon durch Frauen. Ein Vergleich der Ermüdungserscheinungen verschiedener Sportarten wurde so eingeschränkt. Immerhin wurde jedoch das Spitzendrehmoment zum Körpergewicht normalisiert. Für jede Sportart wurde zu jeder Serie das Spitzendrehmoment ermittelt. Im Allgemeinen hatten die Fußballspieler höhere Werte als die Baseballspieler, die Marathonläuferinnen hatten die niedrigsten. Für die Quadricepsmuskulatur kam es zu einer geringen Abnahme der Spitzendrehmomente, für die Hamstringmuskulatur zu keiner Abnahme oder sogar zu einer Steigerung bei den Marathonläuferinnen. Die H/Q-Ratio war am höchsten für Fußballspieler mit Werten zwischen 0,65 und 0,69 in den drei Serien, gefolgt von den Baseballspielern mit Werten von 0,53 bis 0,58 und am niedrigsten für die Marathonläuferinnen mit 0,49 bis 0,53. Interessanterweise kam es bei keiner Gruppe zu einer kontinuierlichen Abnahme. In keiner Gruppe war die H/Q-Ratio der ersten Serie höher als die der letzten [101].

Pinto et al. führten 2017 ein Ermüdungsprotokoll mit 30 konzentrischen Kontraktionszyklen der Hamstring- und der Quadricepsmuskulatur durch [97]. Jede Kontraktion wurde mit dem

Spitzendrehmoment gemessen. Sie gingen noch einmal der Frage nach einem reliablen Test nach, der die Verletzungswahrscheinlichkeit vorhersagen und die Entscheidung zum Wiedereinstieg in den Sport erleichtern kann. Deswegen wählten sie als Kontraktionsgeschwindigkeit 300 °/s. Ab dem sechsten Kontraktionszyklus zeigten sowohl die Hamstrings als auch der Quadriceps eine signifikante Ermüdung. Die konventionelle H/Q-Ratio wurde gemittelt über fünf zusammenhängende Kontraktionszyklen. Die gemittelte konventionelle H/Q-Ratio der letzten fünf Kontraktionszyklen zeigte eine signifikante Abnahme im Vergleich zur gemittelten konventionellen H/Q-Ratio am Anfang über den zweiten bis vierten Kontraktionszyklus. Pinto et al. berechneten dazu noch einen Fatigue Index, der die prozentuale Abnahme der Kraft am Ende im Verhältnis zu gemittelten Ausgangswerten beschreibt. Die Hamstrings zeigten auch hier mit 45,5 % die größere Ermüdung im Gegensatz zu der Quadricepsmuskulatur. Pinto et al. legten 2017 in ihrer Studie dar, dass Fatigue basierte H/Q-Ratios schwach mit der konventionellen H/Q-Ratio der unermüdeten Maximalkraft korrelierten. Des Weiteren würde sich daraus ein unterschiedliches Ranking der Probanden ergeben, unterschieden nach H/Q-Ratios mit und ohne Ermüdungseinfluss [97]. Die vermehrte Ermüdung der Hamstringmuskulatur in Relation zur Quadricepsmuskulatur zeigte eine starke Korrelation zu der mit Ermüdung sinkenden konventionellen H/Q-Ratio [97].

Die anzunehmende Bedeutung des Einflusses von Ermüdung auf die H/Q-Ratio veranlasste manche Autoren einen Fatigue Index einzuführen, der die Ermüdung eines Muskels oder einer Muskelgruppe normalisierte. Diese Fatigue Indices, auch Fatigue Rates [101] oder Prozentzahl der Abnahme [92] genannt, wurden zum Beispiel auch von Kawabata [101] oder von Sangnier [92] berechnet. Diese Werte der einzelnen Muskelgruppen können wiederum in einer eigenen H/Q-Ratio Fatigue in ein Verhältnis gesetzt. Diese Ergebnisse werden hier aber nicht weiter erläutert.

Zusammenfassung zu Einflüssen von verschiedenen Ermüdungsinterventionen auf die verschiedenen H/Q-Ratios

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Interventionsmodalitäten, die Probanden als auch die Messparameter der Studien recht unterschiedlich sind.

Als führende Übereinstimmung fällt jedoch auf, dass die funktionelle H/Q-Ratio nach einer Intervention stets reduziert ist [2, 91, 93, 94, 99]. Es scheint hier auch eine Abhängigkeit von der Geschwindigkeit zu geben, wie sie von Greig et al. beschrieben wurde. Bei höheren Kontraktionsgeschwindigkeiten konnten zwar vor der Intervention die höheren Werte für die funktionelle H/Q-Ratio erreicht werden, jedoch fiel die Abnahme der Ratio nach der Intervention umso größer aus. Leider gibt es zu wenige Studien, die die funktionelle H/Q-Ratio zu verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten misst.

Bei der konventionellen H/Q-Ratio gab es unterschiedliche Ergebnisse in den Studien, die ein Fußballspiel simulieren sollten. Keine Abnahme in der H/Q-Ratio sahen die Studien, wie Greig et al. 2008 bei 60 °/s, 180 °/s und 300 °/s sowie Small et al. 2010 bei 120 °/s. Bei diesen Studien gab es auch in der einzelnen Betrachtungsweise der Quadriceps- und der Hamstringmuskulatur keine

wesentlichen Ermüdungserscheinungen [93, 94]. Im Widerspruch dazu stehen die Studien von Greco et al. von 2013 bei 60 °/s, Rahnama et al. von 2003 bei 60 °/s, 120 °/s und 300 °/s und bei Delextrat et al. von 2010 bei 180 °/s im dominanten Bein [2]. Bei diesen Studien kam es zu einer signifikanten Abnahme der Spitzendrehmomente beider Muskelgruppen als auch der konventionellen H/Q-Ratio [91, 96]. Die unterschiedlichen Testergebnisse werden vorwiegend den unterschiedlichen Ermüdungsprotokollen zugeschrieben [94]. In Studien, in denen nicht nur das dominante, sondern auch das nicht dominante Bein getestet wurde, zeigte sich übereinstimmend, dass in dem dominanten Bein die konventionelle H/Q-Ratio abnahm [91]. Eine Ausnahme bildet hier die Kontraktionsgeschwindigkeit von 60 °/s, bei der es zu keiner signifikanten Änderung kam [2, 91]. Im nicht dominanten Bein scheint es keine signifikante Änderung der konventionellen H/Q-Ratio zu geben. Nur bei 60 °/s gibt es zwei unterschiedliche Ergebnisse: Während die Studie von Delextrat 2010 auch hier keine Abnahme sah, bildete sie in der Studie von Rahnama et al. 2003 eine Ausnahme mit signifikanter Reduktion der konventionellen H/Q-Ratio [2, 91]. Interessanterweise zeigte die Studie von de Abreu Camarda, dass in der Ausgangssituation eines unbalancierten Muskelkraftverhältnisses keine signifikante Abnahme registrierte wurde im Gegensatz zum balancierten mit einem Ausgangswert der konventionellen H/Q-Ratio von 0,6 – 0,7 [95].

In drei weiteren Studien [96, 98, 102] wurden nach einer Ermüdungsintervention entweder auf dem Laufband oder dem Feld die Kniegelenksmuskulatur isometrisch auf iMVT und RTD getestet. Hier ist auffällig, dass unabhängig davon ob diese einzelnen Parameter postinterventionell sanken oder nicht, die iMVT- H/Q-Ratio und die RTD-H/Q-Ratio nicht sanken. Eine Ausnahme zeigte die Studie von Grazioli et al., in der die frühe RTD-H/Q-Ratio im Zeitintervall der ersten 50 ms um 24 % sank [98]. Ob die Explosivkraft der Hamstrings postinterventionell nun stärker reduziert sein könnte, kann man aus den Daten dieser drei Studien nicht mit Sicherheit sagen.

Ob bei reduzierten Einzelwerten in isometrischer als auch in isokinetischer Kontraktion tatsächlich die iMVT-H/Q-Ratio und die RTD-H/Q-Ratio eher konstant bleiben und die konventionelle H/Q-Ratio dabei eher abnimmt und ob hier die Ermüdungseffekte auf der Ebene der mechanischen Muskeleigenschaften liegen ist ebenso noch unklar [96].

In anderen Testaufbauten erfolgte das Ermüdungsprotokoll auf dem Dynamometer mit maximalen reziproken, konzentrischen Flexions- und Extensionszyklen. In zwei Studien [92, 97] zeigte sich die Hamstringmuskulatur stärker beziehungsweise auch früher ermüdet, wodurch die konventionelle H/Q-Ratio postinterventionell sank. Sangnier und Tourny-Chollet testeten auch das nicht dominante Bein, welches in beiden Muskelgruppen und der konventionellen H/Q-Ratio geringere Reduktionen zeigte [92]. Die Studie von Kawabata zeigte keine Abnahme der konventionellen H/Q-Ratio. Vielleicht waren Serienpausen von 10 Minuten zu groß und die Muskulatur bereits regeneriert [101].

2.2.4 Forschungsstand zum Einfluss von Ermüdungsinterventionen und geschlechtsspezifischen Unterschieden auf die H/Q-Ratio

Der Einbezug von Frauen in klinische Studien war lange Zeit nicht üblich. Bis zum heutigen Zeitpunkt gab es Ereignisse, die einen Wandel vorantrieben. Wegweisend forderte 1993 der Revitalization Act der National Health Institutes, eine der US-amerikanischen Gesundheitsbehörden, unter anderem den Einbezug von Frauen in jedes wissenschaftliche Projekt. Hiermit wurde der Frage nach Gerechtigkeit und Inklusion nachgegangen und als höchste Priorität wissenschaftlicher Arbeit gefordert. Denn klinische Forschung und deren Erkenntnisse sollen sich auf Gesundheitsfragen aller Menschen beziehen. Einbezogen werden hier auch ethnische Bevölkerungsgruppen. Explizit wurde damit gefordert, Reviews zu verfassen, die das Ausmaß der Beteiligung dieser Gruppen in wissenschaftliche Projekte zeigen und ob Effekte durch diese Gruppen anzunehmen sind. Sei es zum Beispiel der Fall, dass geschlechtsspezifische Unterschiede anzunehmen sind, sollen Wissenschaftler diese Unterschiede analysieren, indem sie ausreichend Teilnehmer beider Geschlechter einbeziehen. Falls dies nicht möglich sei, müsse die Exklusion begründet werden [103].

2016 verfasste S. Hunter zwei Reviews zum Thema geschlechtsspezifischer Unterschiede in Performance Fatiguability: „Sex differences in fatigability of dynamic contractions“ [81] und „The Relevance of sex differences in performance fatigability“ [82]. Hierin gibt sie relevante Wissenslücken zu den Mechanismen an, die zu geschlechtsspezifischen Unterschieden führen und bemängelt den noch zu geringen Einschluss von Frauen in Studien über Performance Fatiguability. Im Allgemeinen führt Frau Hunter auf, dass geschlechtsspezifische Unterschiede in Anatomie und Physiologie im neuromuskulären System die Rate und das Ausmaß der Ermüdbarkeit verändern können [82]. Da unterschiedliche Mechanismen zu Ermüdung beitragen und diese auch untereinander funktionell im Zusammenhang stehen, ist es manchmal schwierig den ursächlichen, dominanten Grund der Ermüdung herauszufinden [82]. Der dominante Mechanismus, der zu einer Ermüdung beiträgt, ist solcher im neuromuskulären System, der bei einer ermüdenden Aufgabe am meisten beansprucht wird. Welcher Mechanismus jedoch am meisten beansprucht wird, hängt von den Anforderungen der ermüdenden Aufgabe ab [82]. Ändert sich die Aufgabe, die zur Ermüdung führt, wie zum Beispiel die Intensität, die Kontraktionsform oder ob gehaltene oder intermittierende Kontraktion, kann sich auch der geschlechtsspezifische Unterschied ändern. Auf Englisch wird dieser Zusammenhang „Task dependency“ genannt [82]. Denn der dominante Mechanismus kann sich mit der Aufgabe ändern. Im Allgemeinen ist die Ermüdung aber nicht nur von der durchgeführten Aufgabe abhängig, sondern auch von den Eigenschaften, die die Probanden mitbringen, wie zum Beispiel den geschlechtsspezifischen Unterschieden [81]. Bei geschlechtsspezifischen Unterschieden scheinen Mechanismen der Muskelkontraktion im Vordergrund zu stehen. Daneben sind jedoch auch die Muskelperfusion und die willkürliche Aktivierung von Bedeutung [82].

Variablen mit Einfluss auf isometrische Ermüdungsinterventionen

Wieder nach Kontraktionsformen unterscheidend scheinen allgemein formuliert Frauen bei isometrischer Kontraktionsarbeit sowohl in anhaltender als auch in intermittierender Ausführung weniger zu ermüden, sofern bei gleicher Prozentzahl der individuellen Maximalkraft gemessen wird [81]. Allerdings ist die Kontraktionsform hier nicht die einzige Variable, die zur Betrachtung des Geschlechtsunterschiedes der Leistung der Muskulatur zu beachten ist. Denn in unterschiedlichen Muskelgruppen fielen in verschiedenen Studien die geschlechtsspezifischen Unterschiede unterschiedlich stark aus oder fielen sogar weg [82]. Des Weiteren ist der geschlechtsspezifische Unterschied bei niedrigen Intensitäten mit geringerer Ermüdung der Frauen verbunden als bei hohen Intensitäten [82]. Primär werden dafür kontraktile Eigenschaften verantwortlich gemacht. Frauen haben in vielen Muskelgruppen einen höheren Anteil an Typ I-Fasern als Männer, bei denen relativ der Anteil an Typ II-Fasern größer ist. Dieser Unterschied stellt sich vor allem durch die Größe der einzelnen Muskelfasern, jedoch nicht zwingend durch eine abweichende Anzahl an Muskelfasern eines Typs dar [82]. Typ I-Fasern sind ermüdungsresistenter. Zum Beispiel ist die sarkoplasmatische Calcium-ATPase langsamer, so dass das freie intrazelluläre Calcium höher ist. Die Relaxationsrate dieser Muskelfasern ist langsamer [81]. Den Metabolismus des gesamten Muskels betreffend haben Frauen bei Ausdauerbelastungen den höheren oxidativen Stoffwechsel von Fettsäuren, wohingegen Männer relativ mehr Kohlenhydrate und Aminosäuren oxidieren. [82]. Davon abgesehen scheinen die höhere Muskelmasse der Männer und deren höhere absolute Kraftentwicklung sich vor allem bei gehaltenen isometrischen Kontraktionen negativ auf die intramuskuläre Perfusion auszuwirken. Durch höheren intramuskulären Druck auf die Arterien ist zum einen die Oxygenierung der Muskulatur verschlechtert und zum anderen die Abflutung von Metaboliten vermindert [82]. Außerdem scheinen Frauen während der Belastung eine höhere vasodilatatorische Antwort zu zeigen [81]. Verstärkt wird der höhere Kraftverlust der Männer durch Aktivierung der Typ III- und IV-Afferenzen. Die folgende Inhibition der Motoneurone könnte auch der Grund für eine stärker verminderte Willkürinnervation bei Männern sein [81]. Dies ist vor allem bei hoch intensiver Ermüdung der unteren Extremität zu beobachten [82].

Variablen mit Einfluss auf dynamische Ermüdungsinterventionen

Das Wissen und die Studienanzahl zu den geschlechtsspezifischen Unterschieden bei ermüdenden dynamischen Kontraktionen sind deutlich geringer. Ein möglicher Grund könnte die höhere Anzahl an zu beachtenden Variablen sein. Denn neben der zu betrachtenden Muskelgruppe und Intensität der Kontraktion muss auch zwischen dynamisch konzentrischer und dynamisch exzentrischer Kontraktion unterschieden werden. Zugleich scheint die Kontraktionsgeschwindigkeit eine entscheidende Rolle zu spielen [81, 82]. Allgemein betrachtet, scheint es bei dynamischen Belastungen zu geringeren geschlechtsspezifischen Unterschieden zu kommen [104].

Ein Beispiel für die Relevanz der Kontraktionsintensität auf die postinterventionelle MVT ist die Studie von Maughan et al. von 1986, in der unter anderem die Ellenbogenbeuger bei 50 %, 60 %, 70 % und 80 % der individuellen Maximalkraft gemessen wurden. Die Ergebnisse zeigten, dass die Ermüdung bei 50 % und 60 % der individuellen Maximalkraft bei Frauen und Männern vergleichbar war, während bei 70 % und 80 % die Ermüdung bei Männern deutlich stärker war als bei Frauen.

70 %, 80 % und 90 % des 1 Repetition Maximum (RM, Maximalkraft bei einer einzelnen Wiederholung) dynamisch konzentrisch getestet wurden. Frauen zeigten eine höhere Wiederholungszahl bei 50 % bis 70 % des 1 RM. Bei 80 % und 90 % zeigte sich kein geschlechtsspezifischer Unterschied [105].

Bei schnellstmöglichen dynamisch konzentrischen Belastungen der Ellenbogenbeuger und des M. quadriceps bei je 20 % des MVT in der Studie von Senefeld et al. von 2003 fällt auf, dass es bei beiden Geschlechtern zu einer ähnlichen Abnahme der Leistung während des dynamischen Ermüdungsprotokolls kam. In den isometrischen Prä- und Posttests hatten beide Geschlechter bei den Ellenbogenbeugern den gleichen Kraftverlust. Jedoch wiesen die Männer einen höheren Kraftverlust des isometrischen MVT des M. quadriceps auf [104]. Hieraus wird der Bezug auf die Abhängigkeit der Muskelgruppe gut deutlich.

Yoon et al. untersuchten 2015 ebenfalls die Ellenbogenbeuger in dynamisch konzentrischer Arbeitsweise bei ebenfalls 20 % des MVT, allerdings bei nur 60 °/s. Bei dieser niedrigeren Kontraktionsgeschwindigkeit kam es zu einer geringeren Ermüdung der Ellenbogenbeuger bei Frauen [106], was wiederum die Abhängigkeit der Kontraktionsgeschwindigkeit widerspiegelt. Bei langsamerer Kontraktionsgeschwindigkeit scheinen Frauen ermüdungsresistenter zu sein. Aus den Daten ihrer Studie leiten Yoon et al. ab, dass der Geschlechtsunterschied nach Ermüdung vor allem auf der Muskelebene liegt.

Ebenfalls zur Feststellung des geschlechtsspezifischen Unterschiedes der Ermüdung scheint man mit der Testung mit verschiedenen Kontraktionsformen zu unterschiedlichen Ergebnissen zu kommen [82]. Die Ergebnisse des geschlechtsspezifischen Vergleichs der Ermüdung nach exzentrischer Belastung weichen deutlich von den Vorerfahrungen ab. Denn hier findet man ähnliche Reduktionen in den gemessenen Parametern für Ermüdung für beide Geschlechter oder eine Tendenz zu stärkerer Ermüdung von Frauen [82]. Das Review von Morawetz sieht direkt nach exzentrischer Belastung eine Tendenz zu einem stärkeren relativen Kraftverlust bei Frauen [107].

Studien zum Einfluss von Ermüdungsinterventionen und geschlechtsspezifischen Unterschieden auf die H/Q-Ratio

Studien, die die H/Q-Ratio mit einem Ermüdungsprotokoll durchführten und dabei einen geschlechtsspezifischen Unterschied suchten sind sehr gering bis kaum vorhanden zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Arbeit. Es konnten nur zwei Studien gefunden werden [108, 109], welche die funktionelle H/Q-Ratio zum Thema hatten. Nachdem El-Ashker et al. bereits 2017 eine ähnliche Studie ohne Ermüdungsprotokoll durchführten (siehe Kapitel 2.1.4), wurde 2019 ein isometrisches Ermüdungsprotokoll und Nachtests eingefügt in die Tests zu 60 °/s, 180 °/s und 300 °/s in die Extension mit Messungen bei 15 °, 30 ° und 45 ° Knieflexionswinkel [3, 108]. 2012 hatte schon ElNagar in seiner Studie die funktionelle H/Q-Ratio vor und nach einem Bergablauf-Protokoll im Geschlechtervergleich ebenso bei drei verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten (60°/s, 120°/s, 240°/s) und bei den gleichen drei Gelenkwinkeln (15 °, 30 ° und 45 °) untersucht [109]. Beide Studien

ergaben für die unermüdete männliche Muskulatur eine höhere funktionelle H/Q-Ratio für alle Winkelgeschwindigkeiten und Gelenkwinkel. Nach dem jeweiligen Ermüdungsprotokoll nahmen bei beiden Geschlechtern bei jeder Winkelgeschwindigkeit und jedem Gelenkwinkel die Drehmomente der exzentrisch arbeitenden Hamstrings stärker ab, als die der konzentrisch arbeitenden Quadricepsmuskulatur, sodass auch die funktionelle H/Q-Ratio mit der Ermüdung abnahm, wobei dies bei den weiblichen Probanden stärker ausfiel. Für beide Geschlechter nahm sie bei 300 °/s und in der stärksten gestreckten Position des Kniegelenkes, also bei 15 ° Flexion, am meisten ab, was funktionelle Bedeutung hat [108].

2.3 Forschungsdefizit

Es fällt auf, dass die meisten Studien, die die H/Q-Ratio zum Gegenstand haben, trainierte Sportler zum Gegenstand haben. Jedoch sind diese immer einer bestimmten Sportart zuzuordnen, gegebenenfalls sogar einer bestimmten Spielposition. Wie in der Einleitung bereits erläutert, haben sie durch das spezifische Training auch ein spezifisch angepasstes neuromuskuläres System. Im Sinne der Grundlagenforschung ist aber nicht ausreichend dargelegt, welches Muskelkraftverhältnis über dem Knie bei untrainierten vorliegt und wie sich die Geschlechter darin unterscheiden. Die vorliegende Studie nimmt sich dieser Thematik an.

Über die Jahrzehnte wurden unzählige Studien zur H/Q-Ratio durchgeführt. Allerdings zeigt der Stand der Wissenschaft auch, dass es eine kontinuierliche Weiterentwicklung gab. Immer wieder versuchte man das Modell der H/Q-Ratio an physiologische Gegebenheiten anzupassen. So entwickelte man nicht nur die funktionelle H/Q-Ratio, sondern auch die RTD-H/Q-Ratio. Letztere wurde erst 2011 eingeführt. Der Ermüdungsaspekt gab diesen Überlegungen noch einmal eine ganz neue Dimension, da ja unter der Beobachtung von Verletzungsinzidenzen in späten Spielphasen darin ein entscheidender Schlüssel zu liegen scheint. Zudem scheinen Frauen eine höhere Verletzungsinzidenz aufzuweisen. Leider sind jedoch Studien zu der H/Q-Ratio, die sowohl den Gender- als auch den Ermüdungsaspekt in dynamischer Kontraktion einbeziehen kaum vorhanden. Nimmt man noch den Aspekt des explosiven Kraftaufbaus (RTD) hinzu, der zur Verletzungsvermeidung von großem Interesse ist, gibt es nach dem Wissenstand der Autorin noch keine Forschungsergebnisse. Jedoch scheinen nach derzeitigem Stand genau diese Aspekte von Bedeutung zur Klärung der höheren Verletzungsinzidenz des VKB von Frauen.

2.4 Zielstellung & Hypothesen

Ziel dieser Studie war es, nach dynamischem Ermüdungsprotokoll geschlechtsspezifische Ermüdungsunterschiede des isometrischen und schnellkräftigen Muskelkraftverhältnisses von der kniebeugenden Hamstringmuskulatur zu der kniestreckenden Quadricepsmuskulatur zu ermitteln.

Hierzu wurde das isometrische maximale willkürliche Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Quadricepsmuskulatur (QiMVT) und der Hamstringmuskulatur (HiMVT) vor und nach einer Ermüdungsintervention ermittelt und jeweils die H/Q-Ratio (H/Q-iMVT) errechnet.

Wie unter 1 (Einleitung) und 2.1.2 (RTD H/Q-Ratio und abhängige Normwerte) beschrieben, interessiert nach dem aktuellen Forschungsstand nicht nur das isometrische maximale Muskelkraftverhältnis (H/Q-iMVT), sondern auch der Kraftanstieg. Hierzu wurde die Explosivkraft (rate of torque development) der Quadricepsmuskulatur (QRTD) und der Hamstringmuskulatur (HRTD) vor und nach der Ermüdungsintervention ermittelt und jeweils die H/Q-Ratio gebildet (H/Q-RTD).

In einem Prä-Posttest-Design (Messwiederholung) wurden die prozentualen Veränderungen (Change, CH) der oben genannten Parameter für Männern und Frauen analysiert (CH_QiMVT, CH_HiMVT, CH_QRTD, CH_HRTD, CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD), um somit mögliche geschlechtsspezifischen Veränderungen der Muskelkraftverhältnisse aufzudecken. Geschlechtsspezifische Unterschiede der Muskelkraftverhältnisse nach einer Ermüdungsintervention könnten mit der höheren Rate an VKB-Rupturen bei Frauen in Nicht-Kontaktsituationen zusammenhängen. Es ist zu vermuten, dass die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QiMVT, CH_HiMVT, CH_QRTD, CH_HRTD, CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD bei den Frauen größer ist als bei den Männern.

Entsprechend dieser Annahmen wurden folgende drei gerichtete Hypothesen aufgestellt und untersucht:

- Hypothese 1: Die interventionsbedingte prozentuale Abnahme des isometrischen maximalen willkürlichen Drehmomentes der Quadricepsmuskulatur und das der Hamstringmuskulatur (CH_QiMVT und CH_HiMVT) ist bei Frauen größer als bei Männern.
- Hypothese 2: Die interventionsbedingte prozentuale Abnahme der Explosivkraft der Quadricepsmuskulatur und der Hamstringmuskulatur (CH_QRTD und CH_HRTD) ist bei Frauen größer als bei Männern.
- Hypothese 3: Die interventionsbedingte prozentuale Abnahme der Hamstring/Quadriceps-Ratio des isometrischen maximalen willkürlichen Drehmomentes und der Explosivkraft (CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD) ist bei Frauen größer als bei Männern.

3. Material und Methode

3.1 Stichprobe

Die Studienpopulation soll die junge potentiell leistungsfähige, jedoch mäßig aktive erwachsene Bevölkerung ohne spezifisch adaptierte Beinmuskulatur widerspiegeln. Zur Auswahl dieser Population wurden Ein- bzw. Ausschlusskriterien anhand eines kombinierten Fragebogens bei jedem einzelnen Probanden abgefragt. Dieser Fragebogen (siehe Abb. 12 im Anhang) setzt sich zusammen aus einem spezifisch für diese Studie erstellten Fragebogen und dem IPAQ (International Activity Questionnaire) in der langen Version. Ausgeschlossen wurden diejenigen, die jünger als 20 und älter als 30 Jahre alt waren oder zu dem Zeitpunkt Verletzungen oder Schmerzen in der rechten unteren Extremität angaben. Zudem durften diese keine relevanten zurückliegenden Verletzungen oder Operationen aufweisen. Zum Ausschluss spezifisch adaptierter Beinmuskulatur durfte kein Proband in einer Sportart dreimal oder öfter in der Woche seit mindestens einem Jahr trainieren. Ein solches in der Vergangenheit stattgefundenes Training musste mindestens seit drei Jahren beendet sein. Im IPAQ durfte ein Wert von 3500 MET-min/week (MET: metabolic equivalent of task, metabolisches Äquivalent als Verhältnis des Arbeitsumsatzes zum Ruheumsatz; 1 MET entspricht dem Ruheumsatz des Stoffwechsels; MET-min/week: Anzahl des Vielfachen vom Ruheumsatz multipliziert mit der Anzahl an ausgeführten Minuten in Betracht von einer Woche) als Maß für mäßige Alltagsaktivität nicht überschritten werden [110]. Erkrankungen des kardiopulmonalen Systems führten in Hinblick auf das Ermüdungsprotokoll ebenso zum Ausschluss wie eine Schwangerschaft. Psychisch beeinträchtigte Personen kamen aufgrund der eingeschränkten Einwilligungsfähigkeit, teilweisen Fixation der Probanden auf dem Dynamometer und aufgrund von Schwierigkeiten in Bezug auf die Compliance für die Studie nicht in Betracht.

88 potentielle Probanden füllten den Fragebogen aus. Hiernach konnten 40 von ihnen nach den oben genannten Kriterien des Fragebogens eingeschlossen werden. Ein Teil von ihnen konnte nicht teilnehmen, da die Studienmodalitäten nicht mit ihrem Privatleben zu vereinbaren waren, wie zum Beispiel drei Termine zu festgesetzten Zeiten. 29 Probanden nahmen an der Studie teil. Neun Datensätze konnten nicht eingeschlossen werden, da es im Ermüdungsprotokoll zu keinem zeitlich angemessenen Belastungsabbruch durch Ermüdung kam. Letztendlich waren insgesamt 20 Datensätze (10 von Männern und 10 von Frauen) verwertbar (Für weitere Erläuterungen siehe auch 0. Ergebnisse und 5.4 Limitationen).

Zum ersten Termin vor Teilnahmebeginn wurde jeder Proband durch die Studienleiterin mündlich und schriftlich mit einer Probandeninformation und Probandeneinwilligungserklärung (siehe Abb. 10 und Abb. 11 im Anhang) u.a. über Freiwilligkeit, Widerrufbarkeit der Einwilligung, Ziel, Ablauf, mögliche Risiken und den Nutzen der Studie, sowie den Datenschutz aufgeklärt. Alle teilnehmenden Probanden waren einwilligungsfähig. Mögliche Fragen konnten zur Zufriedenheit des Probanden vor seiner schriftlichen Einwilligung beantwortet werden. Beide oben genannten Dokumente wurden von

der Ethikkommission geprüft und genehmigt. Die Studie wurde nach den Richtlinien der Deklaration von Helsinki geplant und durchgeführt. Es kam zu keinen finanziellen Interessenkonflikten.

3.2 Studiendesign

Die zweiarmige, prospektive, quantitative, randomisierte, monozentrische Interventionsstudie wurde im Crossover-Design durchgeführt (siehe Abb. 4). Der einen Gruppe sind die männlichen Probanden und der anderen sind die weiblichen Probanden zuzuordnen.

Die Probanden wurden zur Durchführung der Messungen in das Labor der Trainingswissenschaften der Sportwissenschaften der Universität Rostock geladen.

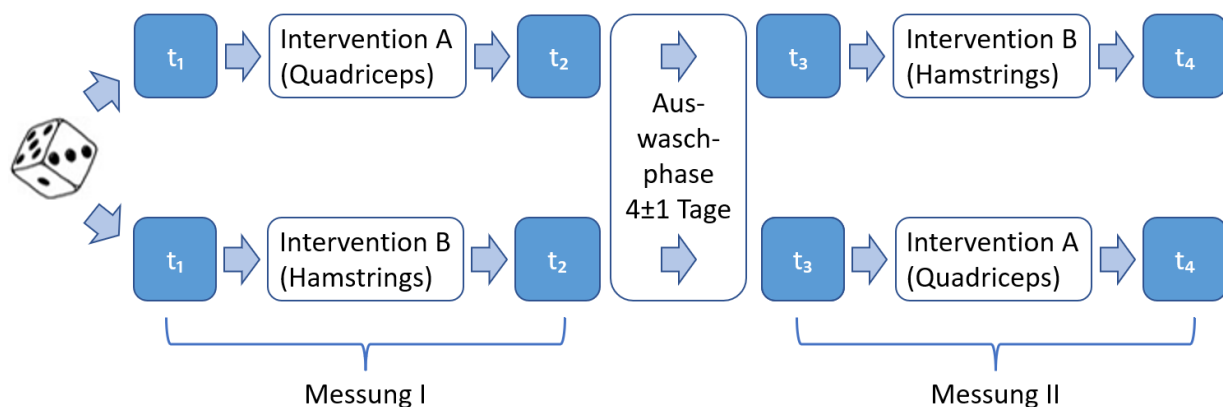


Abb. 4. Studiendesign. Abkürzungen: t₁: Prätest, t₂: Posttest, t₃: Prätest, t₄: Posttest; Symbole: Würfel: Symbol für Randomisierung

Jeder Proband wurde zu drei zeitlich getrennten Terminen eingeladen. Sie erstreckten sich über einen Zeitraum von eineinhalb Wochen und dauerten je Termin ungefähr eine Stunde. Diese drei Termine wurden in folgender Reihenfolge absolviert: 1) Familiarisierung, 2) Messung I, 3) Messung II. Zwischen Familiarisierung und Messung I musste mindestens ein freier Tag liegen, um eventuelle Ermüdungserscheinungen auszuschließen. An jedem Messtermin wurde ein Prätest (siehe t₁ und t₃ in Abb. 4) und ein Posttest (siehe t₂ und t₄ in Abb. 4) durchgeführt. Am ersten Messtermin vor dem Prätest (t₁ in Abb. 4) wurden die Probanden randomisiert (in der Abbildung repräsentiert durch den Würfel) einer von zwei Sequenzgruppen (A-B oder B-A) zugeordnet. Als Randomisierungswerkzeug diente hier die Internetseite: www.randomization.com, nach der zwei Pläne erstellt wurden. Intervention A umfasst die Ermüdung und Testung der Quadricepsmuskulatur und Intervention B die Ermüdung und Testung der Hamstringmuskulatur. Eine gleichzeitige Messung beider Muskelgruppen hätte die Messergebnisse durch antagonistische Hemmung bei Ermüdungserscheinungen [60] verfälscht. Zwischen den beiden Messterminen wurde eine Auswaschphase von 4 Tagen (Minimum: 3 Tage; Maximum: 5 Tage) geschaltet, um Überhangeffekte zu vermeiden. Bei jedem Probanden wurde das rechte Bein gemessen. Die überwiegende Anzahl an Probanden hatte rechts auch ihr dominantes Bein. Als dominantes Bein galt dieses, mit welchem ein Proband im Fußball intuitiv einen Ball schießen würde. Für einen

Linksdominanten in einer Geschlechtergruppe wurde auch ein linksdominanter Proband aus der anderen Geschlechtergruppe in die Messungen mit einbezogen.

3.3 Untersuchungsmethodik

3.3.1 Dynamometrie

Die Dynamometrie ist eine häufig verwendete Standardmessmethode mit einer hohen Reliabilität und Validität [111, 112]. An ihnen können isokinetische Kontraktionen, das heißt Kontraktionen mit gleichbleibender Kontraktionsgeschwindigkeit, in dem ausgeführten Bewegungsumfang eines Gelenkes durchgeführt werden, indem das Dynamometer in jedem Winkelgrad der Gelenkbewegung den Widerstand an das jeweils in dem Moment aufgebrachte Drehmoment anpasst. Das aufgebrachte Drehmoment wird durch das Dynamometer gemessen und setzt sich bei Bewegungen in der vertikalen Ebene aus der aufgebrachten Muskelkraft und dem Einfluss der Erdanziehungskraft zusammen. Das Dynamometer ist mit einer Computer-Software verbunden, wodurch gemessene Parameter wie Kontraktionsgeschwindigkeit, das aufgebrachte Drehmoment und zugehörige Winkelgrade dargestellt werden. Mit einem Dynamometer kann somit zum Beispiel das MVT (maximum voluntary torque) in verschiedenen vorbestimmten Winkelgeschwindigkeiten mit Bestimmung der zugehörigen Gelenkwinkel gemessen werden. Bei fixiertem Widerstandsarm des Dynamometers in definiertem Winkelgrad kann jedoch auch das Drehmoment einer isometrischen Kontraktion gemessen werden [113].

Mit der Dynamometrie wurden die Drehmomente, die durch die Knieextensoren und Knieflexoren erzeugt werden konnten, in Newtonmeter gemessen. Im Ermüdungsprotokoll wurde eine dynamische Funktionsweise gewählt. In den Prä- und Posttests fanden die Messungen in isometrischer Kontraktionsweise statt. Sowohl zur Messung isometrischer Drehmomente der Knieextensoren als auch der Knieflexoren wurden gleiche Gelenkwinkel von 40° Hüftflexion und 35° Knieflexion gewählt. Diese sollen annähernd die Körperhaltung während einer Landephase nach einem Sprung simulieren. Nach der Studie von Krosshaug et al. wurde nach 33 bis 50 Millisekunden nach Bodenkontakt des Fußes eine Kniegelenksflexion von bis zu 27° und eine Hüftgelenksflexion von bis zu 33° angenommen [7, 52], in der es zu Rupturen des vorderen Kreuzbandes kommen kann.

Die Probanden saßen in einem Dynamometer namens CYBEX NORM dynamometer (Computer Sports Medicine®, Inc., Stoughton, MA, USA) mit 40° Hüftflexion. Die Knieflexion betrug in Ruhe 45°, verminderte sich aber in Extensionsspannung effektiv auf 35°. Der Aufbau zur Messung der Knieflexoren glich in vielen Aspekten dem Aufbau der Knieextensoren (Abb. 5.). In Ruhe wurde eine Knieflexion von 25° eingestellt, die sich nachweislich unter Flexionsspannung auf 35° erweiterte. Die Gradzahlen der Gelenkwinkel wurden mit einem Goniometer gemessen. Der Kraftmessarm wurde in seiner Länge für jeden Probanden abhängig von seiner Unterschenkelgröße individuell eingestellt. Maßgebend wurde er 10 cm oberhalb der Malleolen positioniert. Diese Einstellung wurde für

Messungen der Kniebeuger und der Kniestrecker gleichgehalten. Zur Messung der Kraft der Kniestrecker wurde dieser Kraftmessarm lediglich ventral des Unterschenkels platziert, während er für die Kraftmessungen der Kniebeuger dorsal positioniert wurde. In beiden Positionen wurde ein handelsüblicher Schienbeinschoner mit einer zusätzlichen Schaumstoffpolsterung zwischen Kraftmessarm und Unterschenkel gelegt. Dies war nötig, um nozizeptive Hemmung bei der Kraftentfaltung zu vermeiden. Ein Klettgurt fixierte also den rechten Unterschenkel, unter Einfassung des Schoners und der Polsterung an dem Kraftmessarm.

Ein zusätzlicher Gurt fixierte den distalen Oberschenkel auf dem Sitz, damit er nicht bei Knieflexion durch Aktivierung der Beugekette über eine Hüftflexion von diesem abhob und Gelenkwinkелеinstellungen veränderte. Bei Extensionsspannung des M. quadriceps konnte dieser weggelassen werden. Gurte über das Becken und über der Brust und den oberen Oberarmen hielten die Probanden ebenfalls in oben beschriebener Position bei Aktivität.

Neben der Festlegung der Gelenkwinkel und den Fixationen galt es ebenfalls für die weitere anthropometrische Geräteeinstellung, den Abstand der Rückenlehne in Abhängigkeit von der Kniegelenks-Oberschenkel-Gesäß-Länge einzustellen. Falls nötig wurde dem Probanden ein festes Lordosekissen zusätzlich hinter die Lendenwirbelsäule gelegt, um mehr Stabilität durch Widerhalt zu geben. Ein festes Kissen hinter dem Kopf bezweckte gleiches. Während der Aktivität wurde der linke Unterschenkel in über 90° Knieflexion hinter einem Widerhalt positioniert. Die Arme sollten vor der Brust verschränkt gehalten oder locker auf dem Bauch abgelegt werden. Dies gewährleistete, dass der Proband möglichst isoliert die Beinmuskulatur aktivieren konnte und sich nicht am Dynamometer festhielt, um über neurologische Phänomene wie Irradiation beziehungsweise Overflow mehr Kraft durch Aktivierung von Synergisten zu produzieren. Der Proband sollte seine Schuhe ausziehen, damit keine künstlichen und nicht normierbaren Gewichte an den Hebelenden der Beine (Hebelarm) hingen, die die aufzubringende Kraft beeinflussen würden ($\text{Last} \times \text{Lastarm} = \text{Kraft} \times \text{Kraftarm}$).

Der Dateneinzug erfolgte über eine mitgelieferte Software des Herstellers namens Humac® (Version 4.5.3). Diese arbeitete mit einer Samplefrequenz von 100 Hz. Die Auswertung der Parameter erfolgte mit Microsoft® Excel (Version 2003).

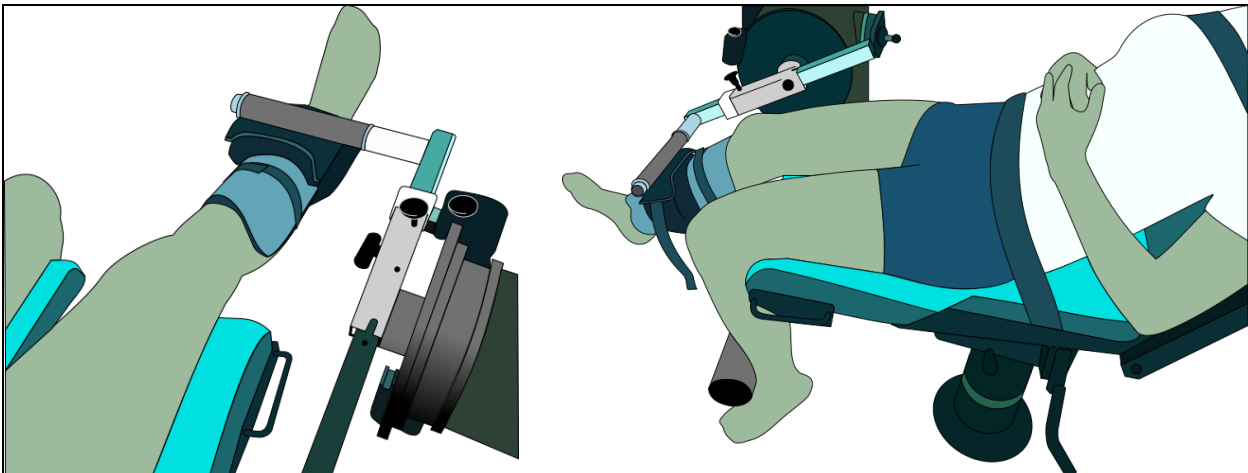


Abb. 5. Positionierung der Probanden auf einem CYBEX NORM Dynamometer für die Kontraktion des M. quadriceps.

3.3.2 Borg-Skala

Zur Messung der situativ empfundenen Anstrengung beziehungsweise der wahrgenommenen Erschöpfung direkt nach dem Ermüdungsprotokoll wurde die Borg's RPE scale (RPE: Rating of perceived exertion, Rate der wahrgenommenen Erschöpfung), auf Deutsch auch kurz Borg-Skala genannt, genutzt [114]. Dabei weist die Skala als niedrigsten Wert die „6“ auf, die „überhaupt nicht anstrengend“ bedeutet. Der höchste Wert ist die „20“, die „maximal anstrengend“ bedeutet. Jede ganze Zahl dazwischen kann gewählt werden. Beschriftet sind noch die „8“ als „extrem leicht“, die „9“ als „sehr leicht“, die „11“ als „leicht“, die „13“ als „etwas anstrengend“, die „15“ als „anstrengend“, die „17“ als „sehr anstrengend“ und die „19“ als „extrem anstrengend“. Eine Multiplikation des Wertes der wahrgenommenen Erschöpfung mit zehn gibt ungefähr die dazu gehörige Herzfrequenz an. Jedoch ist diese nur eine Annäherung, da sie auch von weiteren Faktoren wie unter anderem Alter, Art der körperlichen Arbeit, Umgebungsfaktoren oder auch Angst abhängt. Die Skala orientiert sich an dem linearen Anstieg der Herzfrequenz mit steigender Arbeitslast. In Studien entsprach die Korrelation 0,8 – 0,9. Neben physikalischen und physiologischen Messgrößen einer Belastung wird mit der Borg-Skala eine psychophysiologische Größe herangezogen [114].

In der vorliegenden Studie vollzog der Proband das Ermüdungsprotokoll bis zum Task-failure, also bis er das vorgegebene Drehmoment fünfmal in Folge nicht mehr erreichen konnte. Unmittelbar im Anschluss noch fixiert auf dem Dynamometer sitzend wurde ihm die Borg-Skala gezeigt und wurde aufgefordert, einen Zahlenwert zu nennen, der der empfundenen Anstrengung am Ende der Belastung entsprechen sollte.

3.4 Studienprotokoll

3.4.1 Familiarisierung

Um Lerneffekte bei den eigentlichen Messungen zu vermeiden und möglichst maximale Leistung generieren zu können sollten sich die Probanden mit dem Untersuchungsablauf vertraut machen sowie das Untersuchungsprotokoll kennen lernen.

Für eine zielführende Vorgehensweise zu den Messterminen wurden die individuellen anthropometrischen Einstellungen am Dynamometer festgelegt und dokumentiert. Neben den fixen Einstellungen galt es hier, Größe, Gewicht und Alter festzuhalten.

Zur Vermeidung der Abbildung von motorischen Lerneffekten zu den Messungen wurde das geplante Ermüdungsprotokoll in konzentrischer und exzentrischer Arbeitsweise in seinen Grundzügen zur Erwärmung zuerst der Kniestrecker und anschließend der Kniebeuger bei niedriger Intensität (subjektiv bei 20 % der Maximalkraft) geübt. Am Ende der Familiarisierung wurde dieses Protokoll nach Ermittlung der maximalen dynamischen MVT kurz bei 50 %, 60 % oder 70 % für die Kniebeuger angetestet. Nach den jeweiligen Erwärmungen wurden auch die gleichzeitigen isometrischen MVT- und RTD-Kontraktionen für beide Muskelgruppen geübt. Für jede Muskelgruppe wurden diese Kontraktionen so lange wiederholt bis es zu keiner Leistungssteigerung mehr kam und der Variationskoeffizient der besten Versuche unter 5 % lag.

3.4.2 Warm-up

Für das Warm-Up am ersten und zweiten Messtermin konnten 20 % der muskelgruppenspezifischen konzentrischen MVT, welches bei der Familiarisierung bestimmt wurde, für ein visuelles Feedback mit einem Curser auf einem Oszillometer eingestellt werden. Die erste Serie mit 10 Wiederholungen galt der Einfeldung in den Bewegungsablauf. Drei weitere Serien mit 10 Wiederholungen und jeweils 20 Sekunden Pause wurden angeschlossen.

3.4.3 Isometrische maximale willkürliche Kontraktionen

Wie bereits unter 3.2., Studiendesign beschrieben, wurde abhängig vom Geschlecht randomisiert entschieden, welche Muskelgruppe (Knieextensoren oder –flexoren) bei Messung I und II für den jeweiligen Probanden getestet wurde. In Abb. 6. und 7. ist der Messablauf für die Knieextensoren bzw. –flexoren in einer Timeline dargestellt.

Nun erfolgte im Prätest die erste der eigentlichen Messungen. Dabei wurden QiMVT bzw. HiMVT und QRTD bzw. HRTD simultan ermittelt. In der Praxis sah es so aus, dass der Proband vor jeder Wiederholung standardisiert von der Versuchsleiterin angewiesen wurde, so schnell und so kräftig, wie möglich die jeweilige Muskelgruppe anzuspannen. Darauf wurde er gefragt, ob er bereit wäre. Dieser fokussierte seine Gedanken auf die bevorstehende Aufgabe. Auf das Kommando „und los“ mit der energischen verbalen Unterstützung „drücken, drücken, drücken“ bei der Quadricepsmuskulatur bzw. „ziehen, ziehen, ziehen“ bei der ischiocruralen Muskulatur versuchte

der Proband, wie beschrieben, so schnell und so kräftig wie möglich anzuspannen. Dabei konnten alle Beteiligten auf einem großen Monitor den Kraftanstieg verfolgen. War der Peak der maximalen Kraft überschritten, beendete die Versuchsleiterin die Wiederholung. Nach Feststellung der beiden gesuchten Werte konnte der Proband gegebenenfalls darauf hingewiesen werden, sich noch stärker auf die schnelle oder kräftige Kontraktion zu konzentrieren, wenn er weit unter seinen Vorwerten lag. Zwischen den einzelnen Versuchen lag eine manuell gestoppte Pause von einer Minute. War diese vorüber, wurde der Proband wieder auf seine Aufgabe hingewiesen und gefragt, ob er bereit sei. Nach dem Ermüdungsprotokoll wurden im Posttest das iMVT und die RTD erneut ermittelt. Der Ablauf blieb der gleiche wie im Prätest. Jedoch wurde die Pause so kurz wie möglich gehalten, um Regeneration vom Ermüdungsprotokoll zu vermeiden. Durch Dokumentation und Bedienung der Software waren die Pausen ca. 20 Sekunden lang.

Als Endpunkte dieser Studie sind die beiden Muskelkraftverhältnisse „maximale isometrische willkürliche Kontraktion von Hamstrings zu Quadriceps“ (iMVT-H/Q-Ratio) und „explosive isometrische willkürliche Kontraktion von Hamstrings zu Quadriceps“ (RTD-H/Q-Ratio) zu betrachten.

Erhobene Parameter:

- Isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris (QiMVT) und der Mm. ischiocrurales (HiMVT)
- Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris (QRTD) und der Mm. ischiocrurales (HRTD)
- Hamstring/Quadriceps-Ratio des iMVT (iMVT-H/Q-Ratio) und der RTD (RTD-H/Q-Ratio)

3.4.4 Ermüdungsprotokoll

Da das Ermüdungsprotokoll submaximal in dynamischer Arbeitsweise stattfinden sollte, musste zuvor noch das maximale willkürliche Drehmoment in dynamisch konzentrischer Kontraktion (MVTcon, maximum voluntary concentric torque, willkürliches konzentrisches Spitzendrehmoment) ermittelt werden. Der Test fand im isoliert konzentrischen Arbeitsweg der jeweiligen Muskelgruppe statt. Das heißt, dass die Quadricepsmuskulatur von 90° Flexion in 0° streckte, während die ischiocrurale Muskulatur in den angegebenen Winkelgraden beugte. Der Proband wurde passiv in die Ausgangsposition gebracht. Vor Beginn der Messung sollte keine Vorspannung im Agonisten sein. Nach Anweisung zog der Proband den angegebenen Arbeitsweg einmal bei maximaler Kraft durch. Es folgte eine Pause von 60 Sekunden, die durch die Software automatisch angezeigt wurde. Die Testversuche wurden wiederholt, bis es zu keinem Anstieg der MVTcon mehr kam und der Variationskoeffizient der besten drei Versuche unter 5 % lag. Von diesen drei Versuchen wurde der Mittelwert gebildet und für das Ermüdungsprotokoll als MVTcon angesehen.

Für das Ermüdungsprotokoll wurde eine konzentrisch-exzentrische Arbeitsweise gewählt. Dies bedeutet, dass der Agonist konzentrisch über einen Arbeitsweg dynamisch kontrahierte, während er auf dem rückführenden Arbeitsweg dynamisch exzentrisch kontrahierte. Der Arbeitsweg verlief aus 0° Knieextension zu 90° Knieflexion und reziprok. Die Winkelgeschwindigkeit betrug 60°/s. In verschiedenen Messgruppen wurde der Proband aufgefordert, in diesen Kontraktionen 50 %, 60 % oder 70 % des MVTcon (MVTcon-Level) aufzuwenden. Diese prozentualen Anteile von MVTcon wurden auf einem digitalen Oszillometer (HM1508, HAMEG Instruments, Mainhausen, Germany) mit einem Cursor markiert. Der Proband erhielt somit visuelles Feedback seiner aktuell geleisteten dynamischen Muskelkraft. Gleichzeitig wurde der Proband verbal und gegebenenfalls auch lautstark motiviert über die Zeit den geforderten Wert zu erreichen. Es kam zu einem Abbruch des Ermüdungsprotokolls, wenn in fünf aufeinanderfolgenden konzentrischen Wiederholungen dieser Wert trotz größter Anstrengungen nicht erreicht werden konnte. Gemessen wurden während des Ermüdungsprotokolls die Wiederholungszahl der Arbeitszyklen, die Gesamtzeit der Belastung sowie nach Abbruch das subjektive Belastungsempfinden mittels Borg-Skala.

Erhobene Parameter:

- Zeit bis zum Belastungsabbruch (time to task failure)
- Wiederholungszahl bis zum Belastungsabbruch
- Subjektives Belastungsempfinden (rating of perceived exertion)

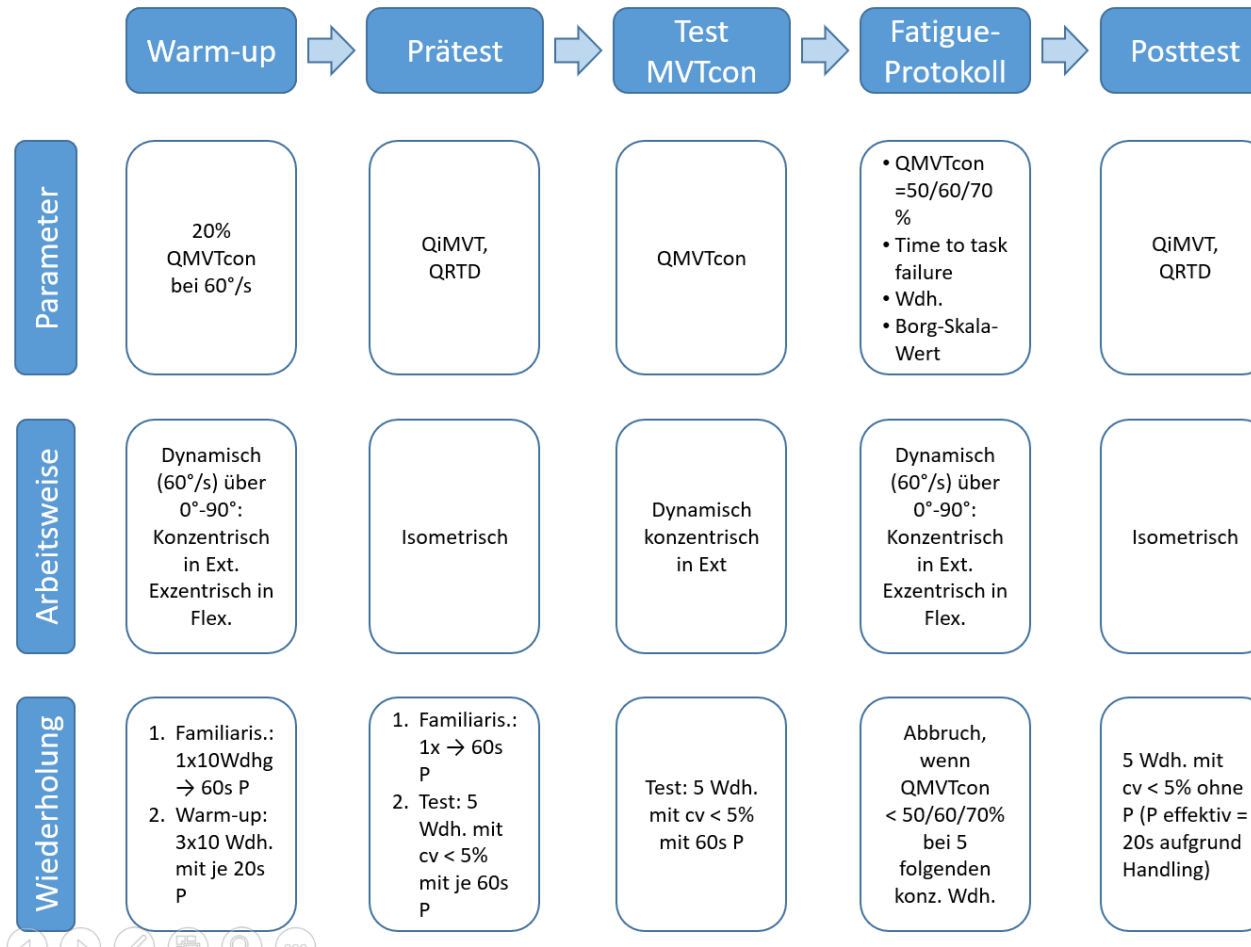


Abb. 6. Studiendesign für die Knieextensionsmessung. Abkürzungen: Ext.: Extension, Flex.: Flexion, Familiaris.: Familiarisierung, Wdh.: Wiederholung, P: Pause, cv: Variationskoeffizient, s: Sekunde/n, °/s: Winkelgeschwindigkeit in Grad/Sekunde, QiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris, QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris, QMVTcon: konzentrisches maximales willkürliches Drehmoment (concentric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris.

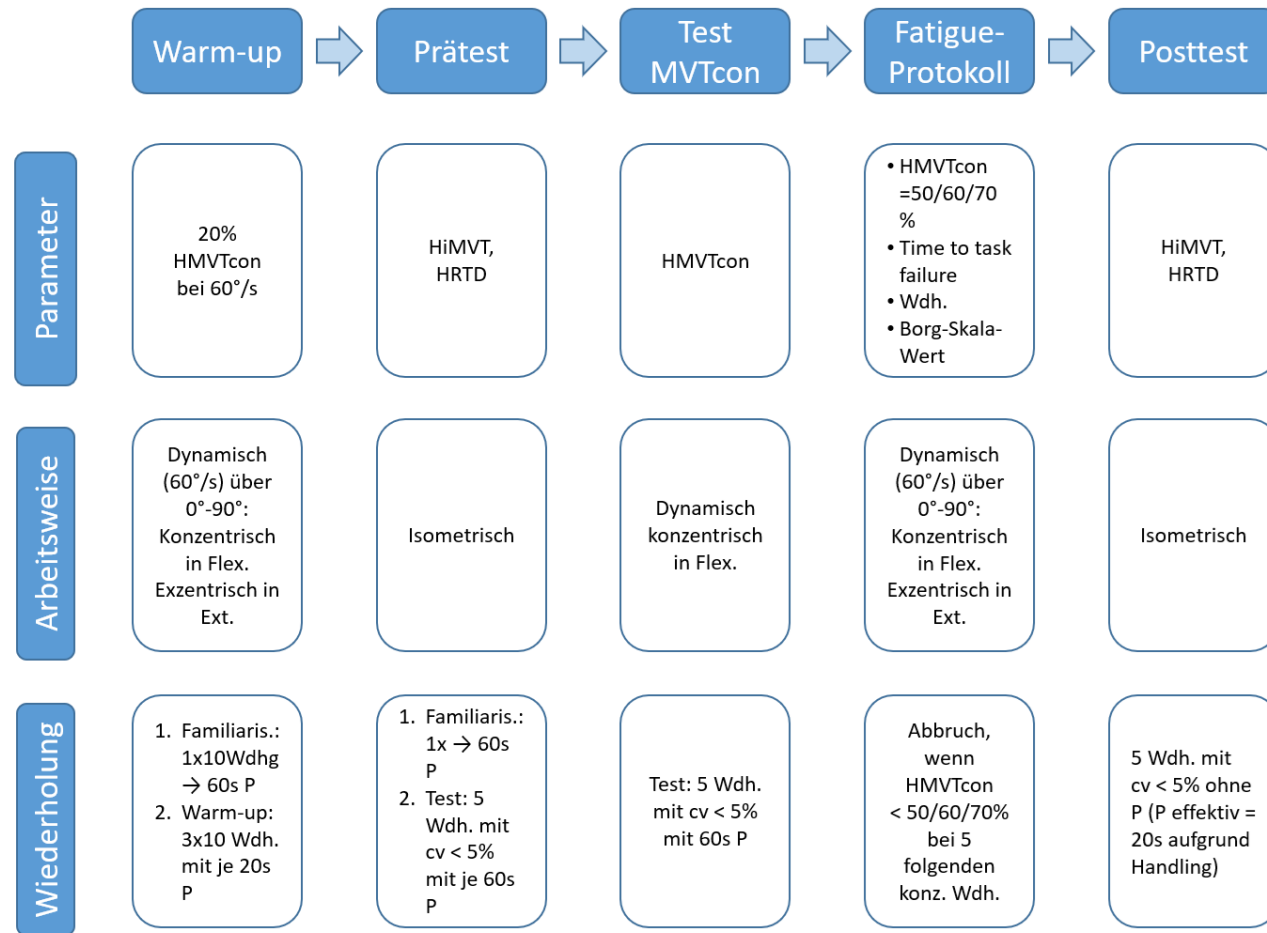


Abb. 7. Studiendesign für die Knieflexionsmessung. Abkürzungen: Flex.: Flexion, Ext.: Extension, Familiaris.: Familiarisierung, Wdh.: Wiederholung, P: Pause, cv: Variationskoeffizient, s: Sekunde/n, °/s: Winkelgeschwindigkeit in Grad/Sekunde, HiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Hamstringmuskulatur, HRTD: Explosivkraft (rate of torque development) der Hamstringmuskulatur, HMVTcon: konzentrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Hamstringmuskulatur.

3.5 Statistische Analyse

Die Prüfung auf Normalverteilung erfolgte Mittels Kolmogorov-Smirnov-Test. Für die statistische Analyse der Effekte der Ermüdungsintervention fand eine *change score analysis* Anwendung. Es ist die Analyse der prozentualen Veränderung vom Prä- zum Posttest. Dementsprechend wurden die prozentualen Veränderungen (Change; CH) vom Prä- zum Posttest für folgende Parameter analysiert:

- Isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris (CH_QiMVT) und der Mm. ischiocrurales (CH_HiMVT)
- Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris (CH_QRTD) und der Mm. ischiocrurales (CH_HRTD)
- Harmstring/Quadriceps-Ratio des iMVT (CH_H/Q-iMVT) und der RTD (CH_H/Q-RTD)

Die Gruppenunterschiede der prozentualen Veränderung wurden mit einer Kovarianzanalyse (ANCOVA), adjustiert für das Drehmomentlevel während des Ermüdungsprotokolls (d. h. 50 %, 60 % oder 70 % von MVTcon), geprüft. Da die Hypothesen gerichtet formuliert sind (einseitige Tests), wurden die p -Werte der ANCOVA halbiert [115].

Neben der Darstellung der statistischen Signifikanz ($p \leq 0,05$ signifikant; $p \leq 0,01$ tendenziell signifikant), erfolgte die Interpretation der Daten gemäß der Empfehlung von Lakens (2013) primär auf Basis der praktischen Relevanz, d. h. mittels Effektgrößen [116]. Zur Beurteilung der Effektstärke f nach Cohen gilt: $f = 0,10$ kleiner Effekt, $f = 0,25$ mittlerer Effekt, $f = 0,40$ großer Effekt [117].

Die statistische Auswertung wurde mit SPSS (Version 22.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt. Die Effektstärke Cohen's f mit G*Power (Version 3.1.9.) berechnet.

Die Ergebnisse des Prä- und Posttests sind in der Tabelle 2 und in Abbildung 8 als Mittelwerte (Standardabweichungen) oder Anzahl (Prozent) dargestellt (Deskriptive Statistik). In Tabelle 3 sind neben den Parametern der Inferenzstatistik (F : Prüfwert des F-Tests; p : Irrtumswahrscheinlichkeit; η_p^2 : Effektgröße partielles Etaquadrat; f : Effektgröße nach Cohen), die Angabe von Mittelwerten (Standardabweichungen) sowie Mittelwertdifferenz und ihrer Präzision (95 %-Konfidenzintervall, 95 %-KI) jeweils unter Berücksichtigung des im ANCOVA-Modell korrigierten Faktors MVTcon-Level dargestellt (d. h. adjustierte Mittelwerte und adjustierte Standardabweichungen). Abbildung 9 beinhaltet ebenfalls die Darstellung der adjustierten Mittelwerte und Standardabweichungen sowie die Kennzeichnung der statistischen Signifikanz (p -Werte) und praktischen Relevanz (Effektgröße Cohen's f) mittels Asteriske.

4. Ergebnisse

Insgesamt wurden 29 Probanden untersucht. Neun Probanden wurden von der Datenanalyse ausgeschlossen, da das Ermüdungsprotokoll zu keinem Belastungsabbruch führte. Auf einem Drehmomentlevel (MVTcon-Level) von 50 % ermüdeten sieben von 12 Studienteilnehmern nicht, so dass das Experiment vom Untersuchungsleiter nach einer Belastungszeit von 35 min abgebrochen wurde. Auf einem MVTcon-Level von 60 % ermüdeten zwei von sieben Studienteilnehmern nicht. In der Datenauswertung wurden folglich die Werte von 20 Probanden (10 Männer, 10 Frauen) analysiert. In der Varianzanalyse wurde der Parameter *MVTcon-Level* als Kovariate eingefügt, um für einen möglichen Einfluss der unterschiedlichen Drehmomentlevel während des Ermüdungsprotokolls auf die Kraftleistung zu adjustieren.

Die Probandencharakteristika und Spezifizierungen hinsichtlich des MVTcon-Levels während des Ermüdungsprotokolls sind in Tabelle 1 aufgeführt. Eine deskriptive Statistik aller erhobenen Parameter ist in Tabelle 2 und Abbildung 8 ersichtlich.

Tab. 1. Probandencharakteristika und Spezifizierungen hinsichtlich des Drehmomentlevels während des Ermüdungsprotokolls. Die Ergebnisse sind als Mittelwert (Standardabweichung) oder Anzahl (Prozent) dargestellt.

Parameter	Männer (n = 10)	Frauen (n = 10)
Alter, a	24,10 (3,64)	24,60 (4,20)
Körpergewicht, kg	75,90 (10,59)	61,10 (8,20)
Körpergröße, m	1,82 (0,06)	1,64 (0,74)
BMI, kg/m ²	22,80 (2,65)	22,43 (2,35)
MVTcon-Level		
50 %	3 (30 %)	2 (20 %)
60 %	2 (20 %)	3 (30 %)
70 %	5 (50 %)	5 (50 %)

Abkürzungen: BMI: Body-Mass-Index; MVTcon: konzentrisches maximales willkürliches Drehmoment (concentric maximal voluntary torque); MVTcon-Level: Drehmomentlevel während des Ermüdungsprotokolls.

Tab. 2. Deskriptive Statistik aller erhobenen Parameter für den Prä- und Posttest. Die Daten sind als Mittelwert (Standardabweichung) dargestellt.

Parameter	Prätest		Posttest	
	Männer (n = 10)	Frauen (n = 10)	Männer (n = 10)	Frauen (n = 10)
M. quadriceps femoris				
RPE	n/a	n/a	16,20 (1,03)	16,60 (1,578)
TTF, s	n/a	n/a	489,80 (323,73)	351,90 (199,40)
Wiederholungen, n	n/a	n/a	100,80 (64,58)	74,70 (44,91)
QiMVT, Nm	155,04 (38,14)	104,83 (23,36)	115,86 (30,14)	80,74 (22,88)
QRTD, Nm·s ⁻¹	9688,55 (2451,23)	6712,12 (1775,46)	7342,35 (1689,78)	5172,86 (1590,86)
CH_QiMVT, %	n/a	n/a	-24,42 (12,17)	-23,70 (7,61)
CH_QRTD, %	n/a	n/a	-23,07 (11,27)	-23,35 (9,12)
Mm. ischiocrurales				
RPE	n/a	n/a	16,70 (1,77)	16,30 (1,42)
TTF, s	n/a	n/a	286,90 (267,45)	253,00 (230,07)
Wiederholungen, n	n/a	n/a	54,30 (51,66)	47,00 (41,95)
HiMVT, Nm	114,98 (26,92)	64,03 (15,79)	82,51 (23,97)	50,71 (15,01)
HRTD, Nm·s ⁻¹	7620,94 (1680,87)	4276,08 (1122,10)	5634,56 (1536,82)	3530,79 (1169,02)
CH_HiMVT, %	n/a	n/a	-28,84 (9,47)	-21,29 (7,41)
CH_HRTD, %	n/a	n/a	-26,48 (10,03)	-18,00 (10,95)
H/Q-Ratios				
H/Q-iMVT	0,75 (0,12)	0,63 (0,19)	0,72 (0,13)	0,65 (0,19)
H/Q-RTD	0,82 (0,20)	0,66 (0,19)	0,78 (0,18)	0,70 (0,19)
CH_H/Q-iMVT, %	n/a	n/a	-3,62 (20,45)	3,76 (11,42)
CH_H/Q-RTD, %	n/a	n/a	-2,61 (18,92)	7,81 (16,18)

Abkürzungen: RPE: subjektives Belastungsempfinden (rating of perceived exertion; Borg-Skala); TTF: Zeit beim Belastungsabbruch (time to task failure); QiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris; QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris; CH: prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest; HiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Mm. ischiocrurales; HRTD: Explosivkraft (rate of torque development) der Mm. ischiocrurales; H/Q: Hamstring/Quadriceps-Ratio; n/a: nicht verfügbar.

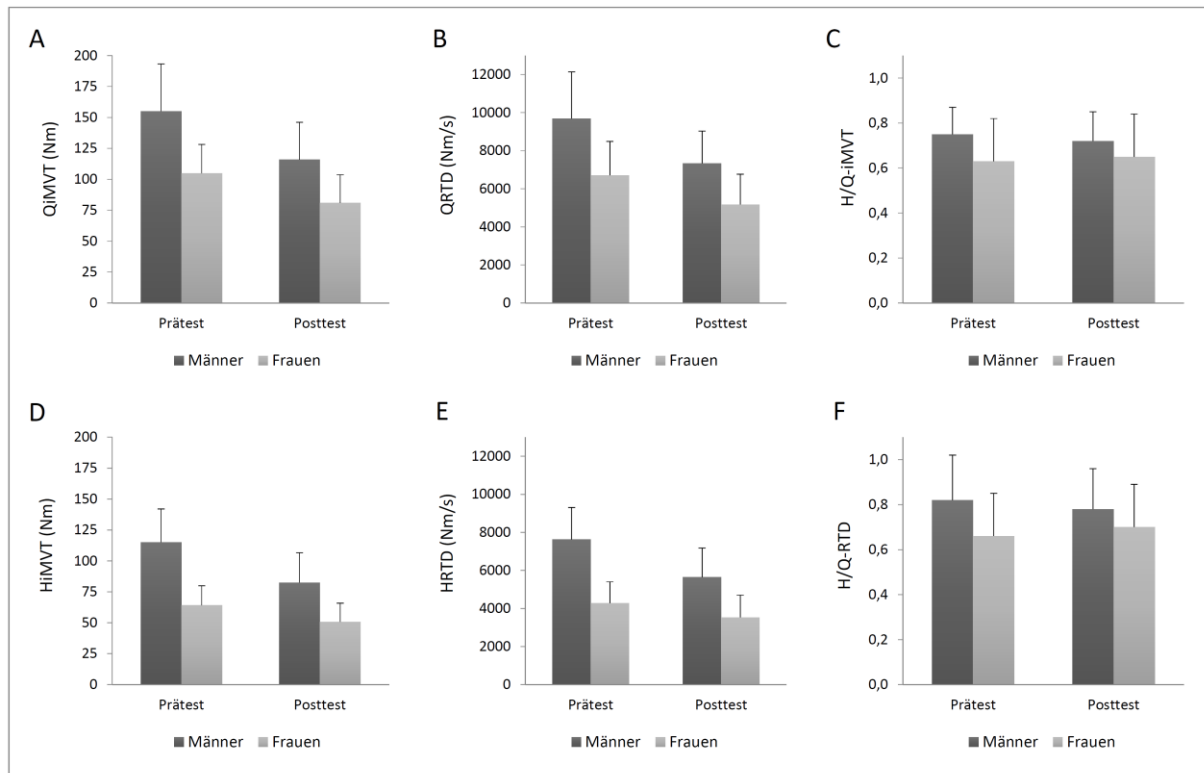


Abb. 8. Deskriptive Statistik für den Prä- und Posttest. Die Daten sind als Mittelwert (Standardabweichung) dargestellt. **(A)** isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris (QIMVT); **(B)** Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris (QRTD); **(C)** Harmstring/Quadriceps-Ratio für iMVT (H/Q-iMVT); **(D)** iMVT der Mm. ischiocrurales (HiMVT); **(E)** RTD der Mm. ischiocrurales (HRTD); **(F)** Harmstring/Quadriceps-Ratio für RTD (H/Q-RTD).

Die Kovarianzanalyse zeigte, dass bei Ermüdung des M. quadriceps femoris die Zeit bis zum Belastungsabbruch bei den Frauen geringer war (Mittlere Differenz = -128,73 s). Dieser Unterschied im Vergleich zu den Männern (-26,5 %) ist nicht statistisch signifikant ($p = 0,156$), aber praktisch relevant (mittlerer Effekt; $f = 0,264$). Die geringere Belastungszeit bei Ermüdung des M. quadriceps femoris ging einher mit einer geringeren Wiederholungszahl von -24,3 % (Mittlere Differenz = -26,26; $p = 0,167$; geringer Effekt $f = 0,241$), jedoch keinen Unterschied im subjektiven Belastungsempfinden. Für das Ermüdungsprotokoll der Mm. ischiocrurales konnten dagegen keine Unterschiede zwischen Männern und Frauen in der Zeit bis zum Belastungsabbruch, in der Wiederholungszahl und im subjektiven Belastungsempfinden gefunden werden (Tab. 3).

4.1 Hypothese 1 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QiMVT und CH_HiMVT ist bei Frauen größer als bei Männern.

Für den Parameter CH_QiMVT konnten keine statistisch signifikanten und praktisch relevanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen nachgewiesen werden (Tab. 3; Abb. 9).

Dagegen zeigte sich für CH_HiMVT ein statistisch signifikanter ($p = 0,037$) und klinisch relevanter Unterschied (großer Effekt; $f = 0,464$) zwischen beiden Gruppen. Entgegen der Hypothese war die interventionsbedingte prozentuale Abnahme der HiMVT bei den Frauen geringer im Vergleich zu den Männern (Mittlere Differenz = 7,46 %) (Tab. 3; Abb. 9). Demgemäß kann Hypothese 1 nicht bestätigt werden.

4.2 Hypothese 2 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QRTD und CH_HRTD ist bei Frauen größer als bei Männern.

Für den Parameter CH_QRTD konnten keine statistisch signifikanten und praktisch relevanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen nachgewiesen werden (Tab. 3; Abb. 9).

Es zeigte sich für CH_HRTD ein tendenziell signifikanter ($p = 0,051$) und klinisch relevanter Unterschied (großer Effekt; $f = 0,420$) zwischen beiden Gruppen. Entgegen der Hypothese war die interventionsbedingte prozentuale Abnahme der HRTD bei den Frauen geringer im Vergleich zu den Männern (Mittlere Differenz = 8,32 %) (Tab. 3; Abb. 9). Demgemäß kann auch Hypothese 2 nicht bestätigt werden.

4.3 Hypothese 3 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD ist bei Frauen größer als bei Männern.

Für den Parameter CH_H/Q-iMVT konnte kein statistisch signifikanter ($p = 0,142$), jedoch ein praktisch relevanter Unterschied (mittlerer Effekt; $f = 0,268$) zwischen Männern und Frauen nachgewiesen werden (Tab. 3; Abb. 9). Ein ähnliches Ergebnis zeigt sich für den Parameter CH_H/Q-RTD. Der Unterschied zwischen den Gruppen war statistisch nicht signifikant ($p = 0,107$), aber praktisch relevant (mittlerer Effekt; $f = 0,324$).

Entgegen der Hypothese zeigte sich für die Frauen eine interventionsbedingte Zunahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD, während die Männer eine Abnahme beider Parameter verzeichneten (Mittlere Differenz CH_H/Q-iMVT = 8,00 %; Mittlerer Differenz CH_H/Q-RTD = 10,49 %) (Tab. 3; Abb. 9). Demgemäß kann auch Hypothese 3 nicht bestätigt werden.

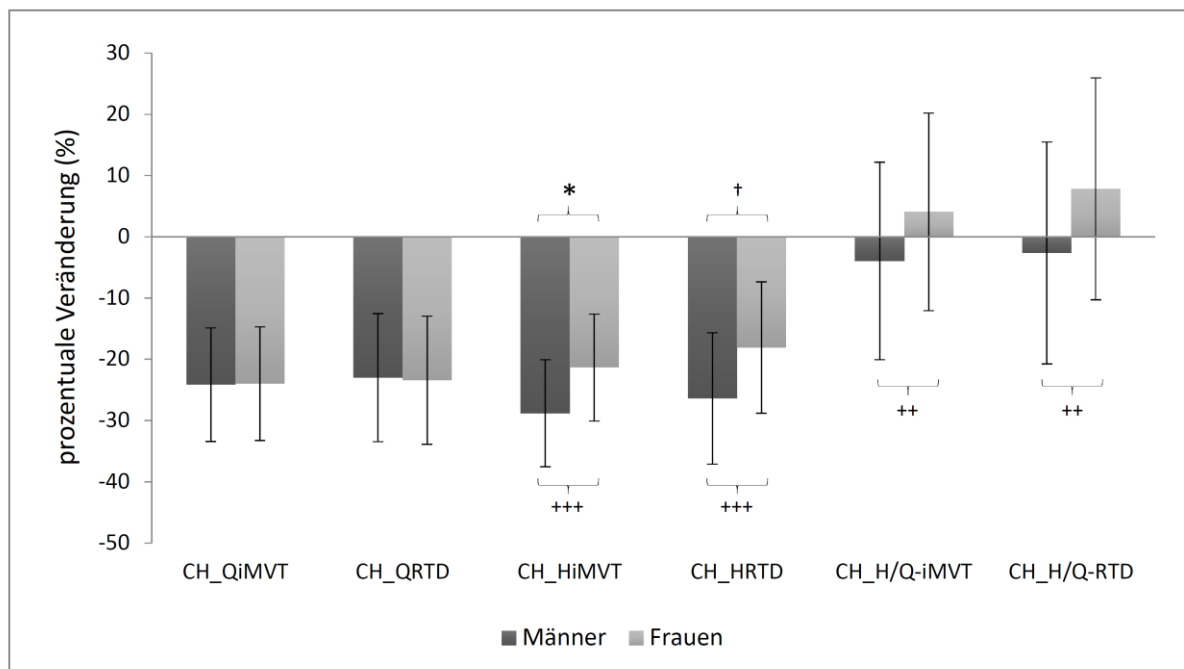


Abb. 9. Prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest. Die Ergebnisse der Kovarianzanalyse sind als geschätzte Randmittel (Standardabweichung) adjustiert für das Drehmomentlevel während des Ermüdungsprotokolls (d. h. 50 %, 60 % oder 70 % von iMVT) dargestellt. CH: prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest; QiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris; QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris; HiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Mm. ischiocrurales; HRTD: Explosivkraft (rate of torque development) der Mm. ischiocrurales; H/Q: Hamstring/Quadriceps-Ratio; * kennzeichnet einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$); † kennzeichnet eine statistische Tendenz ($p \leq 0,10$); ++ kennzeichnet einen mittleren Effekt (Cohen's f 0,25 bis 0,39); +++ kennzeichnet einen großen Effekt (Cohen's $f \geq 0,40$).

Tab. 3. Ergebnisse der Kovarianzanalyse (ANCOVA) adjustiert für das Drehmomentlevel während des Ermüdungsprotokolls (d. h. 50 %, 60 % oder 70 % von iMVT). Die Ergebnisse sind als geschätzte Randmittel (adjustierte Standardabweichung) dargestellt.

Parameter	Männer (n = 10)	Frauen (n = 10)	Mittlere Differenz (95%-KI)	F	p	η_p^2	f
M. quadriceps femoris							
RPE	16,20 (1,37)	16,60 (1,37)	0,39 (-0,90; 1,69)	0,412	0,265	0,024	0,157
TTF, s	485,23 (264,36)	356,49 (264,36)	-128,73 (-378,39; 120,93)	1,183	0,146	0,065	0,264 ⁺⁺
Wiederholungen, n	99,88 (54,48)	75,62 (54,48)	-24,26 (-75,71; 27,20)	0,989	0,167	0,055	0,241
CH_QiMVT, %	-24,15 (9,27)	-23,98 (9,27)	0,18 (-8,57; 8,92)	0,002	0,484	<0,001	<0,032
CH_QRTD, %	-23,00 (10,46)	-23,43 (10,46)	-0,44 (-10,32; 9,45)	0,009	0,464	0,001	0,032
Mm. ischiocrurales							
RPE	16,73 (1,55)	16,27 (1,55)	-0,46 (-1,93; 1,00)	0,447	0,257	0,026	0,163
TTF, s	278,08 (202,26)	261,82 (202,26)	-16,27 (-207,28; 174,74)	0,032	0,430	0,002	0,044
Wiederholungen, n	52,60 (37,58)	48,70 (37,58)	-3,89 (-39,39; 31,60)	0,054	0,410	0,003	0,055
CH_HiMVT, %	-28,80 (8,73)	-21,34 (8,73)	7,46 (-0,78; 15,71)	3,649	0,037*	0,177	0,464 ⁺⁺⁺
CH_HRTD, %	-26,40 (10,73)	-18,08 (10,73)	8,32 (-1,81; 18,46)	3,003	0,051 [†]	0,150	0,420 ⁺⁺⁺
H/Q-Ratios							
CH_H/Q-iMVT, %	-3,93 (16,12)	4,07 (16,12)	8,00 (-7,23; 23,23)	1,229	0,142	0,067	0,268 ⁺⁺
CH_H/Q-RTD, %	-2,64 (18,12)	7,84 (18,12)	10,49 (-6,63; 27,60)	1,671	0,107	0,090	0,324 ⁺⁺

Abkürzungen: 95%-KI: 95%-Konfidenzintervall; F: Prüfwert des F-Tests; p: Irrtumswahrscheinlichkeit; η_p^2 : partielles Etaquadrat; f: Effektgröße nach Cohen; RPE: subjektives Belastungsempfinden (rating of perceived exertion; Borg-Skala); TTF: Zeit beim Belastungsabbruch (time to task failure); CH: prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest; QiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris; QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris; HiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Mm. ischiocrurales; HRTD: Explosivkraft (rate of torque development) der Mm. ischiocrurales; H/Q: Harmstring/Quadriceps-Ratio.

* kennzeichnet einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$).

† kennzeichnet eine statistische Tendenz ($p \leq 0,10$).

++ kennzeichnet einen mittleren Effekt (Cohen's f 0,25 bis 0,39).

+++ kennzeichnet einen großen Effekt (Cohen's f $\geq 0,40$).

5. Diskussion

Die vorliegende Arbeit beschäftigte sich mit dem Einfluss von physischer Ermüdung auf das Muskelkraftverhältnis von Beuger und Strecker über dem Kniegelenk im Vergleich von Frauen und Männern. Die Probanden der Studie durften als eines der Einschlusskriterien keinen höheren IPAQ-Wert von 3500 MET-min/week als auch keine Sportart häufiger als zweimal pro Woche ausführen. Somit galt ihre Muskulatur als nicht spezifisch adaptiert an eine Sportart. Durch vielfältige Belege in der wissenschaftlichen Literatur ist bekannt, dass Frauen in Nicht-Kontakt-Situationen eine höhere Verletzungsinzidenz für vordere Kreuzbandrupturen aufweisen, relativ zur Exposition, als Männer [7, 21]. Die Stabilisierung des Kniegelenkes muss innerhalb der ersten 50 ms nach Bodenkontakt erfolgen, um Verletzungen vorzubeugen. Ebenfalls bekannt ist auch, dass Verletzungen zum Spielende oder auch zum Ende einer Halbzeit zunehmen [23].

Unter diesen Kenntnissen wurden folgende drei Hypothesen erstellt:

Hypothese 1 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QiMVT und CH_HiMVT ist bei Frauen größer als bei Männern.

Hypothese 2 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QRTD und CH_HRTD ist bei Frauen größer als bei Männern.

Hypothese 3 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD ist bei Frauen größer als bei Männern.

Entgegen den Annahmen konnte keine dieser Hypothesen verifiziert werden. In den folgenden Seiten werden die Ergebnisse dieser Arbeit diskutiert.

5.1 Hypothese 1 - Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QiMVT und CH_HiMVT ist bei Frauen größer als bei Männern.

In Hinblick auf die erste Hypothese, dass nach einer Ermüdungsintervention die prozentuale Abnahme der iMVT des M. quadriceps (CH_QiMVT) und der Hamstrings (CH_HiMVT) bei Frauen größer ist als bei Männern wurde herausgefunden, dass für den M. quadriceps (CH_QiMVT) kein statistisch signifikanter oder praktisch relevanter Unterschied zwischen Männern und Frauen bestand. Für die Hamstrings (CH_HiMVT) allerdings wurde ein statistisch signifikanter und klinisch relevanter Unterschied gefunden mit einer um 7,55 Prozentpunkte stärkeren Abnahme bei den Männern.

Wie in der Einleitung aufgeführt und ausführlich in einem Review von S. Hunter beleuchtet, ist das Wissen zu geschlechtsspezifischen Unterschieden isometrischer Ermüdung am größten [81]. Allgemein ermüdet die Muskulatur von Frauen weniger als die von Männern, vor allem wenn es sich um niedrige Kontraktionsintensitäten handelt. Für Ermüdungsinterventionen in dynamischer Kontraktion existieren weniger Studien. Jedoch zeigten diese, dass der geschlechtsspezifische Unterschied tendenziell geringer ausfiel im Vergleich zu isometrischen Bedingungen [82, 104]. Teils

ist noch nicht klar, ob nach bestimmten Interventionsbedingungen ein geschlechtsspezifischer Unterschied existiert [82, 118]. In der Literatur konnte keine Studie gefunden werden, die die gleichen Interventionsbedingungen im Protokoll hatte wie die vorliegende Studie. Studien mit unterschiedlichen Ermüdungsprotokollen kamen zu unterschiedlichen Ergebnissen, weshalb Schlussfolgerungen zu einzelnen Parametern teils schwierig sind. Die von S. Hunter vorbeschriebene „task dependency“ gilt es weiter zu erörtern und zu diskutieren [82], (Kapitel 2.2.4). Dafür werden im Folgenden Interventionsbedingungen (wie unter anderem Kontraktionsintensität, Kontraktionsweise, Work-to-rest-Ratio, Muskelgruppe und Kontraktionsgeschwindigkeit) und Ergebnisse vergleichbarer Studien dargelegt und mit den Daten der vorliegenden Studie diskutiert. Es wurden ausschließlich Studien mit dynamischem Ermüdungsprotokoll auf einem Dynamometer ausgesucht. Die Studien sind in Tabelle 4 (siehe Anhang) aufgeführt. Zuerst wird die Quadricepsmuskulatur abgehandelt, danach die Hamstringmuskulatur.

5.1.1 Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters iMVT des M. quadriceps femoris (CH_QiMVT) bei Frauen und Männern

Senefeld et al. führten 2013 [104] eine Studie durch, die neben der Quadricepsmuskulatur auch die Ellenbogenflexoren bei einem rein konzentrischen Ermüdungsprotokoll untersuchten. Sie kamen zu dem Schluss, dass die Quadricepsmuskulatur von Männern stärker ermüdete als die von Frauen. Die Abnahme der postinterventionellen iMVT betrug 18 % bei Männern, bzw. 10 % bei Frauen [81]. Die Interventionsbedingungen unterschieden sich dahingehend, dass in der Studie von Senefeld et al. der Widerstand nur 20% der Maximalkraft betrug, die Kontraktion jedoch maximal schnell ausgeführt werden sollte im Gegensatz zur vorliegenden Studie, bei der der Widerstand 50 %, 60 % oder 70 % der dynamisch konzentrischen gemittelten Maximalkraft und die Kontraktionsgeschwindigkeit nur 60 °/s betrug. In der Testung der Ellenbogenbeuger zeigte sich kein postinterventioneller Unterschied des iMVT zwischen den Geschlechtern. Da Senefeld et al. [104] sowohl die Kniestrecker als auch die Ellenbogenbeuger mit gleichem Protokoll testeten, konnte diese Studie ebenfalls mit der Studie von Yoon et al. [106] verglichen werden, in der die Ellenbogenbeuger thematisiert wurden. Die männlichen Probanden zeigte die stärkere Ermüdung. Im Vergleich zur vorliegenden Studie ähneln sich die Ermüdungsprotokolle der Studie von Yoon et al. und der vorliegenden stark. Beide führten ein Protokoll in kon- und exzentrischer Kontraktionsform bei 60 °/s durch. Neben den getesteten Muskelgruppen unterschieden sich die Protokolle vor allem noch durch den zu überwindenden Widerstand, der bei Yoon et al. 20 % des isometrischen MVT war, wie auch bei Senefeld et al., und in der vorliegenden 50 %, 60 % oder 70 %.

Einfluss der Belastungsintensität auf die CH_QiMVT

Die Intensität betrachtend passen die Ergebnisse des M. quadriceps zu den Vorerfahrungen aus isometrischen Ermüdungsprotokollen, dass Männer bei niedrigerer Intensität, wie auch in der Studie von Senefeld et al. (20 %), stärker ermüden als Frauen [82, 104]. Die vorliegende Studie hatte im

Protokoll eine um 30 % bis 50 % höhere Intensität und es konnte kein Geschlechtsunterschied mehr festgestellt werden. Allerdings gab es auch eine Studie von Maughan et al. von 1986, in der die Ellenbogenflexoren von Frauen erst ab 80 % des 1 RM nicht mehr weniger stark ermüdeten [105], siehe Kapitel 2.2.4. Es ist zu diskutieren, ob die unterschiedliche Ermüdbarkeit der Geschlechter je nach Muskelgruppe variieren, wie es auch in der vorliegenden Studie der Fall sein könnte.

Einfluss der Kontraktionsdauer auf die CH_QiMVT

Zu diskutieren ist auch die Bedeutung der Kontraktionsdauer oder auch -dichte im Ermüdungsprotokoll. Das Ermüdungsprotokoll in der vorliegenden Arbeit umfasste sowohl konzentrische als auch in der Rückführung exzentrische Kontraktionen. Dies ist auch damit gleichbedeutend, dass es keine Pause durch eine passive Rückführung gab. Diese gab es jedoch im Protokoll von Senefeld et al., da hier nur alle 3 Sekunden eine maximal schnelle konzentrische Kontraktion durchgeführt wurde mit passiver Rückführung des Unterschenkels in 3 Serien à 30 Wiederholungen. Das Argument der Autoren war, dass durch die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit bei so niedrigem Widerstand der Muskel die maximale Leistung bringen konnte [104]. S. Hunter diskutierte 2016 in dem Review zu Geschlechtsunterschieden bei Ermüdung bei dynamischen Kontraktionen die Bedeutung des zeitlichen Verhältnisses von Arbeit zu Pause, genannt Work-to-rest-Ratio. Im Vergleich der Studien von Yoon et al. 2015 [106] mit der von Senefeld et al. von 2013 [104] stellte sie fest, dass bei Testung der Ellenbogenflexoren eine höhere Work-to-rest-Ratio mit einer stärkeren Ermüdung der männlichen Probanden einherging. Denn die Frauen hielten im Task-to-failure-Protokoll von Yoon et al., das ebenso, wie das vorliegende Protokoll, konzentrisch sowie exzentrisch bei 60 %/s arbeitete, 41 % länger durch. [81]. Allerdings hatten die weibliche und männliche Population anschließend keine unterschiedliche Reduktion des MVT [106]. Im Vergleich der vorliegenden Studie mit der von Senefeld et al. von 2013 bezogen auf die Kniestrecker hat die vorliegende Studie ebenfalls die größere Work-to-rest-Ratio. Jedoch hielten die Männer länger durch bis zum Task-failure ohne einen Geschlechtsunterschied in der anschließenden Reduktion des MVT zu zeigen. Eine stärkere Ermüdung von Männern bei einer größeren Work-to-rest-Ratio konnte hier nicht bestätigt werden. Es fällt auf, dass es unterschiedliche Interpretationen der Ermüdung gibt, ob sie an der Zeit zum Task-failure im Ermüdungsprotokoll oder ausschließlich an der anschließenden Reduktion des MVT im Posttest gemessen wird. Kennzeichnend für ein Protokoll mit Beendigung beim Task-failure ist, dass die Belastung individuell lang ist. In vorliegender Studie haben dabei beide Geschlechter gemeinsam, dass sie bis zur gleich stark empfundenen Ermüdung, welche auf der Bork-Skala mit 16,2 beziehungsweise 16,6 (männliche versus weibliche Probanden) angegeben wurde, arbeiteten. Mit der gleich stark empfundenen Erschöpfung bei Belastungsabbruch scheint auch eine gleich starke Leistungsminderung im anschließenden isometrischen Test verbunden zu sein mit einer CH_QiMVT von -24,15 % und -23,98 % (männliche versus weibliche Probanden). Beachtlich ist trotzdem noch, dass die männlichen Probanden bei gleicher prozentualer Kontraktionsintensität länger durchhielten,

obwohl durch die relativ hohe Belastungsintensität (50 % – 70 %) und -dauer (durch eine hohe Work-to-rest-Ratio) eine schlechtere Muskelperfusion anzunehmen ist [69, 81].

Einfluss der Arbeitsweise der Muskulatur auf die CH QiMVT

Noch einmal beziehend auf den Vergleich der Ermüdungsprotokolle von Senefeld et al. [104] und der vorliegenden Studie ist die exzentrische Ermüdungskomponente in der vorliegenden Studie zu diskutieren. Dass Frauen sich in der vorliegenden Studie nicht ermüdungsresistenter zeigten als die Männer, mag nicht nur an den relativ hohen Widerständen liegen, sondern auch daran, dass Frauen in exzentrischen Ermüdungsprotokollen gleich bis stärker ermüdeten als Männer, wie S. Hunter resümierte [82] und auch in dieser Arbeit in der Einleitung dargelegt wurde (Kapitel 2.2.4).

Einfluss der Kontraktionsgeschwindigkeit auf die CH QiMVT

Der Einfluss der Kontraktionsgeschwindigkeit ist aus den drei Studien schwer abzuleiten. Denn weder bei den maximalen Kontraktionsgeschwindigkeiten in der Studie von Senefeld et al., noch bei den 60 °/s in der vorliegenden Studie und der von Yoon et al. konnten konsistente geschlechtsspezifische Ermüdungsmuster gesehen werden. Nur die Quadricepsmuskulatur betrachtend, scheint bei der maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit, wie in der Studie von Senefeld et al. von 2013, die männliche Muskulatur stärker zu ermüden, während es ja keinen geschlechtsspezifischen Unterschied in der vorliegenden Studie bei 60 °/s gab. Die Ellenbogenbeuger betrachtend zeigte sich jedoch das gegensätzliche Bild [104, 106].

Senefeld et al. führten 2018 [119] mit anderem Kontext eine weitere Studie mit ähnlichem Protokoll durch, allein die Quadricepsmuskulatur testend. Wieder sollte das Knie alle drei Sekunden bei 20 % des MVT schnellst möglich konzentrisch gestreckt werden mit passiver Rückführung des Unterschenkels. Jedoch ging das Protokoll über eine einzelne Serie mit ganzen 120 Kontraktionen. Es bestätigte sich das Bild aus den Ergebnissen von 2013. Wieder zeigten Männer im Posttest die stärkere Abnahme des iMVT mit -35 % im Vergleich zu Frauen mit -23 % [119].

Ein anderes Bild zeigten die Ergebnisse von Gomes et al. von 2021 [118]. Hier wurde der M. quadriceps in 30 aufeinanderfolgenden maximalen konzentrischen Kontraktionen entweder bei 60 °/s, 180 °/s oder bei 300 °/s ermüdet. Die Rückführung erfolgte passiv bei 90 °/s. Im Ergebnis gab es in der Studie von Gomes et al. bei dem langsamen Ermüdungsprotokoll bei 60 °/s keinen Geschlechtsunterschied, bei 300 °/s ermüdeten Frauen signifikant stärker mit einem Verlust der iMVC von -18,4 %, im Gegensatz zu den Männern mit nur -12,9 % der iMVC. Diese stärkere Ermüdung der Quadricepsmuskulatur der Frauen nach einem Ermüdungsprotokoll mit schneller Kontraktionsgeschwindigkeit steht im Widerspruch zu den Ergebnissen von Senefeld et al. von 2013, bei denen die Männer stärker ermüdeten. Gomes et al. argumentierten, dass für Frauen und Männer unterschiedliche maximale Kontraktionsgeschwindigkeiten erreichbar sind. So können Männer nach den Daten von Senefeld et al. von 2018 im Schnitt bis 420 °/s erreichen und Frauen bis 290 °/s bei einem Widerstand von 20 % des iMVT. Sie geben damit zu bedenken, dass mit festgelegten

absoluten Kontraktionsgeschwindigkeiten in Ermüdungsprotokollen Frauen näher an ihrer maximalen Kontraktionsgeschwindigkeit arbeiten und somit mehr ermüden sollten. Im Geschlechtervergleich könnten relative und nicht absolute Kontraktionsgeschwindigkeiten adäquater sein [118]. Senefeld et al. zum Beispiel arbeiteten mit der individuellen Maximalgeschwindigkeit und gaben keine absolute Kontraktionsgeschwindigkeit vor. Bezugnehmend auf die vorliegende Studie decken sich die Ergebnisse mit der von Gomes et al., dass bei relativ langsamer Kontraktionsgeschwindigkeit von 60 %/s und hohen Kontraktionsintensitäten es keinen geschlechtsspezifischen Unterschied in der isometrischen Messung der dynamischen Ermüdungserscheinungen des M. quadriceps zu geben scheint.

Einfluss der Muskelfaserzusammensetzung auf die CH QiMVT

Studien ergaben, dass bei hoher interindividueller Variabilität die weiblichen Probanden gemittelt einen höheren Anteil an Typ I-Fasern hatten und Männer einen höheren Anteil von Typ II-Fasern [85, 87, 89]. Der höhere Anteil an ermüdungsresistenten Muskelfasern vom Typ I scheint in der vorliegenden Studie nicht zum Tragen gekommen zu sein.

Vergleich der Abnahme des Parameters iMVT des M. quadriceps (CH QiMVT) mit anderen Muskelgruppen

Dass die Muskelgruppen einen wesentlichen Einfluss auf das Ermüdungsverhalten zu haben scheinen, konnte alleine aus der Studie von Senefeld et al. schon abgeleitet werden [119]. Mit gleichen Ermüdungsprotokollen für die Quadricepsmuskulatur und die Ellenbogenbeuger gab es muskelgruppenabhängig unterschiedliche Ergebnisse in der geschlechtsspezifischen Ermüdung. Die männliche Quadricepsmuskulatur ermüdete stärker, während die männliche und weibliche Ellenbogenbeuger gleich stark ermüdeten. Im Vergleich der vorliegenden Studie mit der von Yoon et al., bei denen sich wie bereits erwähnt alleine die beteiligten Muskelgruppen und die Kontraktionsintensität hauptsächlich unterscheiden, kann man keine Ableitung bezüglich des Einflusses der Muskelgruppe machen [120]. Denn der Einfluss der unterschiedlichen Kontraktionsintensität von 50 %, 60 % und 70 % in der vorliegenden Arbeit zu 20 % in der von Yoon et al. könnte alleine die Ergebnisse begründen, da es bei der niedrigeren Intensität auch zur geringeren Ermüdung der weiblichen Probanden kam, beziehungsweise bei der höheren zu keinem geschlechtsspezifischen Unterschied mehr, wie es bereits weiter oben dargelegt auch in isometrischen Interventionsstudien der Fall war.

Zusammenfassung zu CH QiMVT bei Frauen und Männern

Zusammenfassend zu den dynamischen Interventionsstudien der Quadricepsmuskulatur mit Ermittlung der Änderung der iMVT fielen die Ergebnisse sehr unterschiedlich aus. Nachdem in der vorliegenden Studie kein geschlechtsspezifischer Ermüdungsunterschied festgestellt werden konnte, ermüdeten in den Studien von Senefeld et al. von 2013 und 2018 die männlichen Probanden

stärker, während in der Studie von Gomes et al. bei schneller absoluter Kontraktionsgeschwindigkeit von 300 °/s die Frauen stärker ermüdeten [104, 118, 119]. Bei 60°/s gab es jedoch keinen Unterschied, so wie in der vorliegenden Studie, die auch mit 60°/s arbeitete.

Der Aspekt der relativen und absoluten Kontraktionsgeschwindigkeit erscheint interessant. Nach den dargelegten Studien könnte man annehmen, dass bei niedrigen Kontraktionsgeschwindigkeiten kein geschlechtsspezifischer Unterschied besteht. Bei schnelleren absoluten Kontraktionsgeschwindigkeiten könnten Frauen tatsächlich näher an ihrer Leistungsgrenze arbeiten und dadurch stärker ermüden. Während bei relativen Kontraktionsgeschwindigkeiten, wie Senefeld et al. die individuelle Maximalgeschwindigkeit nahmen, könnte es auch das Bild geben, dass Frauen wiederum weniger stark ermüden.

Die Kontraktionsintensität betrachtend könnten die Ergebnisse aus den isometrischen Interventionsstudien annähernd zu übertragen sein mit stärkerer Ermüdungsresistenz der weiblichen Quadricepsmuskulatur bei niedrigen Intensitäten.

In Hinblick auf die Kontraktionsdauer und der in diesem Zusammenhang diskutierten Work-to-rest-Ratio konnte eine stärkere Ermüdung von Männern bei einer größeren Work-to-rest-Ratio, wie von S. Hunter angenommen, hier nicht bestätigt werden [81]. In der vorliegenden Studie war das Gegenteil der Fall, Männer hielten länger durch bis zum Task-failure ohne einen Geschlechtsunterschied in der anschließenden Reduktion des iMVT zu zeigen.

In der vorliegenden Studie könnte der exzentrische Anteil des Ermüdungsprotokolls dazu beigetragen haben, dass die Quadricepsmuskulatur der weiblichen Probanden sich nicht ermüdungsresistenter zeigte. Jedoch müssten auch hier in folgenden Studien weitere Variablen gleich gestaltet werden, für eine bessere Aussagekraft.

Die Studien von Senefeld et al., in Ergänzung mit der Studie von Yoon et al. lassen die Bedeutung von unterschiedlichen Muskelgruppen bereits erkennen [104].

Insgesamt sind die Studien schwer miteinander auf den Einfluss einzelner Parameter zu vergleichen, da meist mehrere Parameter variieren. In der Zukunft sollten Studien untereinander systematisch einen Parameter zum Gegenstand haben und dessen Größe variieren, so dass dessen Einfluss klar zu deuten ist.

5.1.2 Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters iMVT der Hamstrings (CH_HiMVT) bei Frauen und Männern

Interventionsstudien mit dynamischem Ermüdungsprotokoll auf dem Dynamometer, die den Geschlechtsunterschied des Ermüdungsverhaltens der Hamstringmuskulatur in iMVT untersuchten waren nach dem Kenntnisstand der Autorin zum Zeitpunkt der Verfassung der Arbeit sehr gering. Für die Recherche genutzt wurden die beiden großen Literaturdatenbanken, beziehungsweise -suchmaschinen Pubmed und Google scholar. Es wurden die Suchbegriffe „Fatigue“, „Hamstrings“ und „sex differences“ oder „gender differences“ genutzt. Es wurde keine Studie gefunden, die allein die Hamstringmuskulatur behandelte. Es wurde mit gleichem Protokoll immer auch die

Quadricepsmuskulatur getestet. Im Folgenden werden zum Thema passende Studienergebnisse diskutiert und mit der vorliegenden Studie verglichen. Die Studien sind ebenfalls in Tabelle 4 (siehe Anhang) aufgeführt.

Pincivero et al. untersuchten 2003 unter anderem gleich die Quadriceps- als auch die Hamstringmuskulatur in einem Ermüdungsprotokoll bei 180°/s in 30 maximalen reziproken konzentrischen Kontraktionszyklen. Sie stellten für die männliche Quadricepsmuskulatur als auch für die Hamstringmuskulatur eine stärkere Ermüdung fest. Beide Muskelgruppen ermüdeten ähnlich stark.

Zwei weitere Studien hatten neben geschlechtsspezifischen Unterschieden auch altersspezifische Unterschiede zum Gegenstand. Zu der Studie von Ste Croix et al. von 2009 sollen alleine die Ergebnisse der Erwachsenen-Kohorte mit Frauen und Männer im Alter von 18 bis 35 Jahren betrachtet werden. In dem Protokoll von 50 Zyklen konzentrischer Knieextensionen und -flexionen bei 90°/s und maximaler Anstrengung konnten keine geschlechtsspezifischen Unterschiede in den beiden Muskelgruppen erkannt werden. Mit 90 °/s ist die Kontraktionsgeschwindigkeit relativ gering, was eine größere Ermüdungsresistenz der weiblichen Kohorte hätte vermuten lassen können. Durch die hohe Intensität könnte diese wieder aufgehoben worden sein.

Nachdem nun die Studie von Pincivero et al. für beide Muskelgruppen der Männer eine stärkeren Ermüdung feststellten und Ste Croix et al. keinen geschlechtsspezifischen Unterschied verzeichnete, zeigt die Studie von Katsiaras von 2005, dass beide Muskelgruppen der Männer weniger stark ermüdeten in einem Protokoll von 30 Zyklen konzentrischer Knieextensionen und -flexionen bei einer Winkelgeschwindigkeit von 180°/s mit einer Kontraktion pro Sekunde und einer Population von Frauen und Männern zwischen 70 und 79 Jahren. Letztere Studie ist sehr umfangreich in Bezug auf die Datenerhebung. Durch computertomographische Erhebungen wurden zum Beispiel der Muskelfaserquerschnitt und damit der Index der Muskelqualität aus Spitzendrehmoment zu Muskelfaserquerschnitt erhoben. Die Autoren diskutierten auch mit Ergebnissen vorheriger Studien [121–123], dass die Muskelqualität, im Alter abnehme. Deshalb sind die Ergebnisse dieser Studie auch aufgrund des Alters der Probanden nur mit Vorsicht mit der vorliegenden Studie zu vergleichen [124].

Festzustellen ist nach der eben dar gelegten Literaturstudie, dass die Ergebnisse wieder sehr inhomogen sind und dass im Gegensatz zur vorliegenden Studie die Quadriceps- und die ischiocrurale Muskulatur je Studie bei einem Geschlecht immer gleich stark ermüdeten, auch wenn die beiden Muskelgruppen eines Geschlechtes mal weniger, mal gleich und mal mehr als die beiden Muskelgruppen des anderen Geschlechtes ermüdeten.

Einfluss der Belastungsintensität auf die CH HiMVT

Alle drei beschriebenen Studien zum Vergleich mit der vorliegenden arbeiteten mit einer maximalen Kontraktionsintensität und kamen dabei zu unterschiedlichsten Ergebnissen im Geschlechtervergleich (beide Geschlechter ermüden gleich, die weiblichen Probanden ermüden

schneller oder die männlichen) [124–126]. Die vorliegende Studie arbeitete mit geringerer Intensität von 50 %, 60 % und 70 % des iMVT. Die weibliche ischiocrurale Muskulatur ermüdete dabei geringer, was muskelgruppenunspezifischen Vorerfahrungen aus Studien mit isometrischen als auch dynamischen Ermüdungsprotokollen entspricht. Erinnert sei hier auch an die Studie von Maughan et al. von 1986, in der die Ellenbogenflexoren bei Frauen zwischen 50 % und 70 % des 1 RM die höhere Wiederholungszahl zeigten, jedoch nicht mehr bei 80 % und 90 % des 1 RM [105], siehe auch Kapitel 2.2.4.

Einfluss der Kontraktionsdauer auf die CH HiMVT

Ein Grund für den alleinigen geschlechtsspezifischen Unterschied in der Hamstringmuskulatur in der vorliegenden Studie könnte wieder ein Unterschied in den Ermüdungsprotokollen sein (task dependency). Denn im Gegensatz zu der vorliegenden Studie hatten alle drei anderen Studien ein reziprokes Ermüdungsprogramm, in dem beide Muskelgruppen abwechselnd rein konzentrisch arbeiteten. In der vorliegenden Studie wurde an einem Tag nur eine Muskelgruppe durchgehend in einem konzentrisch-exzentrischem Protokoll ermüdet und in der gleichen Sitzung getestet. Die Work-to rest-ratio ist hier also sehr hoch bei kaum vorhandener Pausenzeit, die höchstens zu der Umkehr der Arbeitsweise vorhanden war. Es ist zu erwägen, dass die von S. Hunter diskutierte Work-to-rest-Ratio [81] geschlechtsspezifisch und zusätzlich muskelgruppenabhängig ist. In dieser Studie konnte keine stärkere Ermüdung der männlichen Quadricepsmuskulatur bei hohem Arbeits- zu Pausenverhältnis festgestellt werden. Jedoch könnte dieses für die männliche Hamstringmuskulatur gelten, so wie S. Hunter dies ebenfalls für die Ellenbogenflexoren beschrieb [81].

Einfluss der Arbeitsweise der Muskulatur auf die CH HiMVT

Nach dem Review von Morawetz et al. ermüden beide Geschlechter gleich stark bis hin zu einer Tendenz zu stärkerer Ermüdung der weiblichen Probanden direkt nach exzentrischer Belastung [107]. Die stärkere Ermüdung der männlichen Hamstringmuskulatur in dieser Studie ist mit der exzentrischen Ermüdungskomponente nicht zu erklären, sondern eher durch die konzentrische.

Einfluss der Kontraktionsgeschwindigkeit auf die CH HiMVT

Die vorliegende Studie hatte eine relativ langsame Kontraktionsgeschwindigkeit mit 60 °/s. Die drei anderen dargelegten Studien arbeiteten allesamt mit höheren Kontraktionsgeschwindigkeiten (90°/s und 180°/s) bei maximaler Kontraktionsintensität ohne jedoch ein geschlechtsspezifisches Ermüdungsmuster, allein abhängig von der Kontraktionsgeschwindigkeit, zu zeigen [39, 123–126]. In der Studie von Gomes et al. zur Quadricepsmuskulatur gab es keinen Geschlechtsunterschied bei 60 °/s, jedoch deutlich bei 300 °/s [118]. Aufgrund fehlender entsprechender Studien für die Hamstrings ist offen, ob es einen muskelgruppenspezifischen Unterschied in Bezug auf das Ermüdungsverhalten bei hohen absoluten oder auch relativen Kontraktionsgeschwindigkeiten gibt.

Einfluss der Muskelfaserzusammensetzung auf die CH_HiMVT

Ein wichtiger Aspekt für die unterschiedliche Ermüdung der Hamstringmuskulatur könnte in der unterschiedlichen Muskelfaserzusammensetzung einerseits beider Geschlechter und andererseits auch beider Muskelgruppen liegen. Wie in der Einleitung beschrieben (Kapitel 2.2.2), zeigte die Studie von Garrett et al. [90], dass die ischiocrurale Muskulatur in allen Muskelköpfen einen Anteil von Typ II-Muskelfasern von über 50 % hatte. Leider wurde jedoch nicht explizit der Frage nach einer Geschlechtsdifferenz in der Muskelfaserzusammensetzung nachgegangen, so dass diese Frage mit dieser Studie nicht abschließend beantwortet werden kann. Die Studie von Roepstorff et al. von 2006 geht bei Frauen von einem allgemein höheren Anteil von Typ I Fasern aus [85]. Jedoch sagt diese Studie nichts explizit über die Hamstringmuskulatur aus. Im Durchschnitt starben die Probanden der Studie von Garrett et al. mit 60 Jahren (zwischen 37 bis 76 Jahre). Der Anteil der Typ II-Fasern soll über die Lebensjahre abnehmen, weshalb unter den jungen Probanden dieser Studie ein höherer Anteil an Typ II-Fasern vermutet werden kann. Ein höherer Anteil an Typ II-Fasern in der männlichen Hamstringmuskulatur könnte zu einer stärkeren Ermüdung der männlichen Probanden unter hoher Work-to-rest-Ratio führen. Unter vorliegender Studie scheint es auch von großem Interesse, ob es einen Unterschied im Ermüdungsverhalten zwischen dynamisch konzentrischer und exzentrischer Arbeitsweise zwischen Typ I und Typ II Fasern gibt.

Zusammenfassung zu CH_HiMVT bei Frauen und Männern

Zusammenfassend zu den dynamischen Interventionsstudien der Hamstringmuskulatur mit Ermittlung der Änderung der iMVT fielen die Ergebnisse sehr unterschiedlich aus. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie ermüdeten die Quadriceps- und die ischiocrurale Muskulatur je Studie bei einem Geschlecht immer gleich stark. Zwar ermüdeten die beiden Muskelgruppen eines Geschlechtes mal weniger, mal gleich und mal mehr als die beiden Muskelgruppen des anderen Geschlechtes [124–126]. In der vorliegenden Studie zeigte die Quadricepsmuskulatur keinen geschlechtsspezifischen Unterschied, während die männliche Hamstringmuskulatur stärker ermüdete.

Der Grund für diesen Unterschied allein in der vorliegenden Studie könnte wieder in dem Aufbau des Ermüdungsprotokolls liegen (task dependency). In Betracht zu ziehen ist hierbei das konzentrisch-exzentrische Ermüdungsprotokoll, das für die getestete Hamstringmuskulatur dadurch eine hohe durchgehende Belastung darstellte. Die Work-to-rest-Ratio ist hier also sehr hoch. Es ist zu erwägen, dass die von S. Hunter diskutierte Work-to-rest-Ratio [81] geschlechtsspezifisch und zusätzlich muskelgruppenabhängig ist. Die Bedeutung der exzentrischen Belastung spezifisch für die Hamstringmuskulatur ist aufgrund des Mangels an Studien mit exzentrischen Ermüdungsprotokoll für die Hamstringmuskulatur nicht zu bewerten.

Auch die Bedeutung der Muskelfaserzusammensetzung der Hamstringmuskulatur bleibt weiter zu erforschen. Es fehlen Studien zu der Frage nach einem geschlechtsspezifischen Unterschied in der Muskelfaserzusammensetzung der Hamstringmuskulatur.

Betrachtet man das Ermüdungsverhalten der Hamstringmuskulatur gemessen in iMVT in Bezug auf die Kontraktionsintensität könnten die allgemeinen Erkenntnisse aus isometrischen Interventionsstudien übertragbar sein. Bei niedriger Intensität ermüden die weiblichen Probanden weniger, bei maximaler Intensität gibt es zumindest keinen geschlechtsspezifischen Unterschied. Ebenso könnten geringe Kontraktionsgeschwindigkeiten für eine höhere Ermüdungsresistenz der weiblichen Hamstringmuskulatur in Bezug auf die iMVT vorteilhaft sein.

5.2 Hypothese 2 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_QRTD und CH_HRTD ist bei Frauen größer als bei Männern

Die zweite Hypothese hatte im Gendervergleich die prozentuale Veränderung der Rate of torque development der Quadricepsmuskulatur (CH_QRTD) beziehungsweise der Hamstringmuskulatur (CH_HRTD) nach Ermüdung zum Gegenstand. Für den Parameter CH_QRTD konnten keine statistisch signifikanten und praktisch relevanten Unterschiede zwischen Männern und Frauen nachgewiesen werden. Für den Parameter CH_HRTD zeigte sich jedoch ein tendenziell signifikanter und klinisch relevanter Unterschied zwischen beiden Geschlechtern. Entgegen der Hypothese war die interventionsbedingte prozentuale Abnahme der HRTD bei den Frauen geringer im Vergleich zu den Männern. Demgemäß kann auch Hypothese 2 nicht bestätigt werden und wieder kam es nur bei der Hamstringmuskulatur zu einem geschlechtsspezifischen Unterschied mit geringerer Ermüdung der weiblichen Kohorte. Wieder sollen relevante Studien in Ergebnis und Ermüdungsprotokoll mit der vorliegenden Studie diskutiert werden. Die Anzahl heranziehbarer Studien, die mit Ermüdungsinterventionen auf dem Dynamometer in dynamischer Kontraktionsweise unter dem Aspekt der Ermüdung der RTD arbeiteten ist sehr gering.

5.2.1 Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters RTD des M. quadriceps femoris (CH_QRTD) bei Frauen und Männern

Zum Vergleich mit der vorliegenden Studie wurden nur zwei Studien mit oben genannten Kriterien gefunden. Zur Übersicht wird auf Tabelle 5 (siehe Anhang) verwiesen.

Weiter oben wurde bereits die Studie von Gomes et al. zur Veränderung der iMVT der Quadricepsmuskulatur dargelegt [118]. Die Wissenschaftler untersuchten zusätzlich das Ermüdungsverhalten in Bezug auf die QRTD im Gendervergleich (in 30 aufeinanderfolgenden maximalen konzentrischen Kontraktionen entweder bei 60 °/s, 180 °/s oder bei 300 °/s mit passiver Rückführung bei 90 °/s.). Bei den drei verschiedenen Kontraktionsgeschwindigkeiten gab es postinterventionell eine Reduktion der QRTD. Jedoch konnte bei keiner Kontraktionsgeschwindigkeit ein geschlechtsspezifischer Unterschied festgestellt werden. Bei 60 °/s kam es allgemein in beiden Gruppen zu einer größeren postinterventionellen Reduktion.

Während bei der Studie von Gomes et al. die Probanden eher weniger trainiert waren, waren die Probanden der Studie von Metcalf et al. von 2019 [118, 127] trainierte Kraftsportlerinnen und Kraftsportler und absolvierten ein Ermüdungsprotokoll auf einem Dynamometer mit 8 Serien zu 60 %

bis 90 % des 1 RM maximal explosiv konzentrisch mit passiver Rückführung in 1,5 bis 2 Sekunden und 1,5 bis 2 Minuten Serienpause. Im Gegensatz zur Studie von Gomes et al. zeigte die männliche Quadricepsmuskulatur eine stärkere Abnahme der RTD im Vergleich zur weiblichen Quadricepsmuskulatur, die keine Reduktion der RTD zeigte, bei gleicher Abnahme des iMVT zwischen den Geschlechtern.

Einfluss der Belastungsintensität auf die CH_QRTD

Sowohl bei der maximalen Belastungsintensität in der Studie von Gomes et al., als auch bei denen der vorliegenden Studie von 50 %, 60 % und 70 % kam es für die Quadricepsmuskulatur zu keinem geschlechtsspezifischen Unterschied [118]. Ein relevanter Einfluss der Belastungsintensität auf des Ermüdungsverhalten der RTD des M. quadriceps ist hieraus nicht abzuleiten. Allerdings zeigten die Ergebnisse der Studie von Metcalf. et al. mit Intensitäten von 60 % bis 90 % eine stärkere Reduktion der männlichen CH_QRTD-Werte [127]. Einfluss auf diesen geschlechtsspezifischen Unterschied mag einerseits die Studienpopulation mit trainierten Kraftsportlern, als auch das umfangreiche Ermüdungsprotokoll mit mehreren Serien und einer Task-to-failure-Komponente zum Ende haben.

Einfluss der Kontraktionsdauer auf die CH_QRTD

Die Gesamtbelastungsdauer und -dichte (Work-to-rest-Ratio) gestalteten sich in allen drei Studien sehr unterschiedlich. In der vorliegenden Studie war die Dauer nach dem Task-to-failure-Programm individuell, wie in geringerem Umfang auch in der Studie von Metcalf et al., die in den letzten beiden Serien eine Task-to-failure-Komponente enthielt. Letztere hatte jedoch in jedem Fall eine höhere Wiederholungszahl als das Ermüdungsprogramm von Gomes et al.. Die Work-to-rest-Ratio war mit dem konzentrisch-exzentrischen Programm in der vorliegenden Studie am größten und fiel in der Reihenfolge der Studie von Gomes et al. mit passiver Rückführung und mit der Studie von Metcalf et al. mit passiver Rückführung und Serienpausen. Letztere Studie allein zeigte mit einer höheren Reduktion der männlichen CH_QRTD auch einen Geschlechtsunterschied. In Bezug auf die RTD kann somit die These von Hunter et al. ebenfalls nicht bestätigt werden, dass eine hohe Work-to-rest-Ratio mit einer stärkeren Ermüdung männlicher Muskulatur einhergeht [82].

Einfluss der Arbeitsweise der Muskulatur auf die CH_QRTD

Eine weitere Studie mit exzentrischem Ermüdungsprotokoll zur Ermittlung der postinterventionellen QRTD existiert nach dem derzeitigen Kenntnisstand nicht. Es bestehen dahingehend keine Vorwerte. Das vorliegende Protokoll nutzte kon- und exzentrische Kontraktionen in einem Protokoll, sodass eine Differenzierung auch hier nicht möglich ist.

Einfluss der Kontraktionsgeschwindigkeit auf die CH_QRTD

In der Studie von Gomes et al. ist die Beobachtung interessant, dass anscheinend die Reduktionen der RTD im Posttest mit zunehmender Kontraktionsgeschwindigkeit abnahmen. Bei 60 °/s kam es

in beiden Gruppen zu der größten postinterventionellen Reduktion. Auch die vorliegende Studie hatte 60 %/s im Ermüdungsprotokoll. Die prozentuale Abnahme der RTD betrachtend war diese in der vorliegenden Studie deutlich geringer und lag in dem Bereich der Reduktion wie sie in der Studie von Gomes et al. bei 180 %/s zu sehen war, bei allerdings auch unterschiedlichen Ermüdungsprotokollen. In der vorliegenden Studie ist die Kontraktionsintensität mit 50 %, 60 % und 70 % der iMVT geringer als die maximale Kontraktion in der Studie von Gomes et al.. Allerdings war die Work-to-rest-Ratio mit einer kon- und exzentrischen Intervention wiederum deutlich höher als das rein konzentrische Ermüdungsprogramm mit passiver Zurückführung der Studie von Gomes et al.

Gomes et al. finden interessant, dass bei stärkerer Reduktion der weiblichen QiMVT bei 300 %/s, es zu keinem geschlechtsspezifischen Unterschied der RTD bei den verschiedenen Kontraktionsgeschwindigkeiten kam. In diesem Zusammenhang geben sie zu bedenken, dass wenn die relative statt der absoluten Kontraktionsgeschwindigkeit gewählt worden wäre, die Reduktion der weiblichen QRTD womöglich hätte geringer ausfallen können und somit womöglich die weiblichen Probanden weniger stark ermüdet wären [118]. Dies wird unterstützt durch die Ergebnisse der Studie von Metcalf von 2019, in der die männliche Quadricepsmuskulatur eine stärkere Abnahme der RTD im Vergleich zur weiblichen Quadricepsmuskulatur bei individuell maximal explosiver Kontraktion zeigte. Die Autoren stellen heraus, dass die Studie von Metcalf mit kraftsporterfahrenen Probanden arbeitete und führen den Unterschied auf die Kontraktilität zurück. [127–129].

Einfluss von Muskelfaserzusammensetzung auf die CH QRTD

In der Einleitung wurde zu der Muskelfaserzusammensetzung des M. quadriceps (siehe Kapitel 2.2.2) eine hohe interindividuelle Variabilität dargelegt. Allerdings zeigte sich in mehreren Studien auch, dass Frauen tendenziell einen höheren Anteil an Typ I-Fasern haben. Typ I-Fasern haben eine geringere RTD [51], sind jedoch ermüdungsresistenter. Unter diesem Aspekt hätten die weiblichen Probanden eine geringere CH-QRTD zeigen müssen, was nicht der Fall war.

Allerdings sollen manche weiblichen Muskelgruppen eine höhere Perfusion zeigen, die auf eine höhere Kapillarisation, sympathisch gesteuerte Vasodilatation und verringerte Kompression der Arterien zurück zu führen sein soll [84]. Parker et al. untersuchten 2007 die Quadricepsmuskulatur und bestätigten eine größere Vasodilatation bei den weiblichen Probanden in Reaktion auf erschöpfende Muskelarbeit [130]. Gegebenenfalls könnte dieser Effekt bei den kraftsporterfahrenen Probanden unter den hohen Belastungsintensitäten der Fall gewesen sein.

Einfluss von Muskelaktivierung und kontraktile Funktion auf die CH QRTD

Untersuchungen ergaben, dass in den ersten 50 ms – 75 ms einer Kontraktion, also der Phase der frühen bis mittleren Kraftentwicklung, vor allem die EMG-Aktivierung, eine neurogene Komponente mit einer hohen Rekrutierung von motorischen Einheiten mit geringeren Rekrutierungsschwellen und mit einer erhöhten Entladungsrate der motorischen Einheiten im Vordergrund steht. Diese

Muskelaktivierung hat einen entscheidenden Einfluss auf die explosive Kraftentwicklung und scheint für die interindividuellen Unterschiede der RTD maßgebend zu sein [51, 118]. In der Zeitspanne ab 50 ms, beziehungsweise 75 ms, je nach Literatur, kommen kontraktile Eigenschaften zum Tragen. Diese Eigenschaften sind eng an die Kapazitäten der maximalen Kraftentfaltung (MVT) und an die Muskelfasertypen gebunden [51, 118].

Laut dem Review von Maffiuletti et al. ist man sich in der Literatur sicher, dass die neurogene Komponente der RTD gut trainierbar ist [51]. So lassen sich vermutlich auch die Ergebnisse der Studien von Metcalf et al. erklären, dass bei den trainierten Sportlern beider Geschlechter die Leistungsdifferenz auf kontraktile und nicht auf neurogener Ebene gesehen wird [51, 127, 131]. Allerdings wird auch in der Studie von Gomes et al. mit moderat aktiven Probanden ohne Erfahrung im Krafttraining in den letzten acht Wochen kein geschlechtsspezifischer Unterschied in Bezug auf die neurogene Aktivierung der Quadricepsmuskulatur angegeben [118].

In der vorliegenden Studie fehlen Daten von EMG-Aufzeichnungen, um nach einem kon- und exzentrischen Ermüdungsprogramm Aussagen zu dessen Einfluss auf die verschiedenen Komponenten der RTD zu machen.

Zusammenfassung zu CH_QRTD bei Frauen und Männern

Aufgrund der sehr geringen Studienlage ist es derzeit schwer Aussagen zum Einfluss von Belastungsintensität, Belastungsdauer und Work-to-rest-Ratio, als auch Arbeitsweise und Muskelfaserzusammensetzung des M. quadriceps zu machen. In den bekannten Studien ist dies aufgrund der Variation von mehreren Variablen der Fall. Ggf. kann eine bessere Perfusion der weiblichen Quadricepsmuskulatur für die kraftsporterfahrenen Probanden vorteilhaft gewesen sein. Die Kontraktionsgeschwindigkeit betreffend, scheint es bei untrainierten Probanden und bei absoluten Kontraktionsgeschwindigkeiten keinen geschlechtsspezifischen Unterschied zu geben [118]. Nach der Studie von Metcalf et al. könnten individuelle maximale Kontraktionsgeschwindigkeiten zu einer höheren Ermüdungsresistenz von Frauen führen. Allerdings wurde hier mit kraftsporterfahrenen Probanden gearbeitet [127]. Der Forschungsstand ist in diesem Bezug noch sehr gering. Nach der eingeschränkten Studienlage für das Ermüdungsverhalten der Quadricepsmuskulatur in Bezug auf die RTD scheint es im Geschlechtervergleich keine wesentlichen Posttest-Veränderungen in der frühen beziehungsweise neurogenen Aktivierung des Muskels zu geben.

5.2.2 Die interventionsbedingte Abnahme des Parameters RTD der Hamstrings (CH_HRTD) bei Frauen und Männern

Studien, die explizit die RTD der Hamstringmuskulatur mit einem dynamischen Ermüdungsprotokoll im Geschlechtervergleich untersuchten, konnten nicht gefunden werden.

Einfluss der Belastungsintensität, der Kontraktionsdauer, der Arbeitsweise der Muskulatur und der Kontraktionsgeschwindigkeit auf die CH_HRTD

Aufgrund der fehlenden Studien zu dem Ermüdungsverhalten der RTD der Hamstringmuskulatur im Geschlechtervergleich und aufgrund der multiplen einflussnehmenden Variablen auf die RTD ist weder aus der Literatur noch aus der vorliegenden Studie ein Schluss zu ziehen, welchen Einfluss die Belastungsintensität, die Kontraktionsdauer, die Arbeitsweise der Muskulatur oder die Kontraktionsgeschwindigkeit im Einzelnen auf das Ermüdungsverhalten der RTD der Hamstrings im Geschlechtervergleich haben.

Einfluss von Muskelfaserzusammensetzung auf die CH_HRTD

Auch in Bezug auf die RTD der Hamstringmuskulatur ist von Interesse, ob es einen geschlechtsspezifischen Unterschied in der Faserzusammensetzung gibt. Laut der in der Einleitung (siehe Kapitel 2.2.2) dargelegten Literatur, gibt es dazu aktuell keine sichere Kenntnis. Es gibt im Allgemeinen die Annahme, dass Frauen einen höheren Anteil an Typ I Fasern hätten [85, 86]. Würde die ischiocrurale Muskulatur der Frauen einen höheren Anteil an Typ I Fasern haben, könnte dies ein Grund für die höhere Ermüdungsresistenz der weiblichen Probanden in der vorliegenden Studie sein. Ob die weibliche Hamstringmuskulatur ebenso wie die Quadricepsmuskulatur eine stärkere Vasodilatation zeigt, ist nach aktuellem Stand unbekannt [130]. Allerdings könnte dieses Phänomen ebenso die höhere Ermüdungsresistenz mit erklären.

Einfluss von Muskelaktivierung und kontraktile Funktion auf die CH_HRTD

Die Bedeutung der neurogenen Muskelaktivierung und der kontraktile Funktionen wurde in der Diskussion zu Hypothese 2 unter „Einfluss von Muskelaktivierung und kontraktile Funktion auf die CH_QRTD“ dargelegt. In der vorliegenden Studie fehlen Daten zu EMG-Aufzeichnungen, die die RTD in frühe und späte Phase unterscheiden und somit Auskunft geben könnten, ob die geringere Ermüdung der HRTD der weiblichen Probanden eher neurogener oder kontraktile Natur ist.

Blackburn et al. führten eine Studie zu Einflüssen auf die Tibiatranslation durch. Hiernach wurde die muskulotendinöse Steifigkeit der Hamstringmuskulatur, die mit dem Muskelfaserquerschnitt zusammenhängt und die Widerstandsfähigkeit des Muskels gegen eine Verlängerung beschreibt, und nicht die Muskelkraft mit dem Maß der anterioren Tibiatranslation in Abhängigkeit gebracht. Die muskulotendinöse Steifigkeit könne akut und chronisch verändert sein. [132]. In männlicher Hamstringmuskulatur sei sie größer [133]. Die Frage besteht hier, inwieweit die muskulotendinöse Steifigkeit unter Belastung beziehungsweise Ermüdung sich im Geschlechtervergleich verändert. Bisher konnte bei rein männlichen Probanden in der Nackenmuskulatur und den Plantarflexoren kein Einfluss von Ermüdung auf die muskulotendinöse Steifigkeit festgestellt werden [134, 135].

In der Einleitung wurde auch das EMD (electromechanical delay, Latenz zwischen EMG-onset und force-onset [33]) der Hamstringmuskulatur angeführt. Das EMD steht auch im Zusammenhang mit der muskulotendinösen Steifigkeit. Ist letztere höher, werden Reize schneller auf die

Mechanorezeptoren übertragen und die elektromechanische Verzögerung verringert sich [7]. Für das EMD der Hamstringmuskulatur gab es in drei Studien ohne als auch mit Ermüdungsintervention keinen geschlechtsspezifischen Unterschied [33, 133, 136]. Nach aktuellem Stand kann also das EMD nach einer Ermüdungsintervention keinen geschlechtsspezifischen Unterschied darlegen.

Zusammenfassung zu CH_HRTD bei Frauen und Männern

Insgesamt ist die Erfahrung zu relevanten Einflüssen auf das Ermüdungsverhalten der RTD sehr gering. Vor allem in Bezug auf die Hamstringmuskulatur gibt es keine Voruntersuchungen, die die Einflüsse auf einen Geschlechtsunterschied hin untersucht hätten. Deswegen können nach aktuellem Kenntnisstand keine Aussagen zum Einfluss von Belastungsintensität, Kontraktionsdauer, Arbeitsweise der Muskulatur oder der Kontraktionsgeschwindigkeit gemacht werden. Im Allgemeinen ist eine stärkere Perfusion und ein höherer Anteil an Typ I-Fasern in der weiblichen Hamstringmuskulatur nicht sicher, aber anzunehmen [84]. Dies könnte die größere Ermüdungsresistenz der weiblichen Hamstringmuskulatur erklären. Von Interesse in folgenden Studien sind die EMG-Daten, um ein geschlechtsspezifisches Ermüdungsverhalten in der CH_HRTD besser lokalisieren zu können. Des Weiteren besteht die Frage, inwieweit sich die muskulentendinöse Steifigkeit unter Ermüdung im Geschlechtervergleich verändert.

5.3 Hypothese 3 – Die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD ist bei Frauen größer als bei Männern.

In der dritten Hypothese wurde angenommen, dass die interventionsbedingte Abnahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD bei Frauen größer ist als bei Männern. Für den Parameter CH_H/Q-iMVT konnte kein statistisch signifikanter, jedoch ein praktisch relevanter Unterschied zwischen Männern und Frauen nachgewiesen werden. Ein ähnliches Ergebnis zeigte sich für den Parameter CH_H/Q-RTD. Der Unterschied zwischen den Gruppen war statistisch nicht signifikant, aber praktisch relevant. Entgegen der Hypothese zeigte sich für die Frauen eine interventionsbedingte Zunahme der Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD, während für die Männer eine Abnahme beider Parameter verzeichnet wurde (Mittlere Differenz CH_H/Q-iMVT = 8,00 %; Mittlerer Differenz CH_H/Q-RTD = 10,49 %). Demgemäß kann auch Hypothese 3 nicht bestätigt werden.

Wieder sind zum Vergleich heranzuziehende Studien gering. Zwei Studien untersuchten den Geschlechtsunterschied in der H/Q-Ratio nach einer Fatigue-Intervention [108, 109]. Jedoch betrachten sie die funktionelle H/Q-Ratio (siehe Kapitel 2.2.4), die in der vorliegenden Arbeit nicht Gegenstand ist. Zur Hypothese 3 ist zu diskutieren, warum es innerhalb eines Geschlechtes zu einem unterschiedlichen Ermüdungsverhalten zwischen den beiden Muskelgruppen kommt, welches sich in einer veränderten postinterventionellen H/Q-Ratio niederschlägt und inwieweit diese Veränderung sich wiederum nicht bei dem anderen Geschlecht wiederfindet, sodass es zu unterschiedlichen CH_H/Q-Ratios kommt, genauer genommen, dass es sogar zu einer zu der

Hypothese entgegengesetzten Entwicklung kommt: Zur Abnahme der männlichen und zur Zunahme der weiblichen H/Q-Ratio.

5.3.1 Gegenüberstellung der Erkenntnisse aus Hypothese 1 zur Diskussion der CH_H/Q-iMVT

Nimmt man die Erkenntnisse aus der Diskussion zu Hypothese 1 zusammen und setzt die Erkenntnisse zu der Quadricepsmuskulatur gegenüber denen der Hamstringmuskulatur zur Klärung, warum bei Männern es zu einer Abnahme der CH_H/Q-iMVT und bei Frauen zu einer Zunahme kommt, lässt sich folgendes diskutieren:

Zum einen ist es möglich, dass Frauen bei niedrigintensiven dynamischen Ermüdungsprotokollen weniger ermüden. Jedoch besteht keine Sicherheit darin, ab welcher Belastungsintensität die geringere Ermüdbarkeit von Frauen endet, beziehungsweise ab welcher höheren Intensität bei dynamisch konzentrischen Kontraktionen beide Geschlechter gleich stark ermüden. Relevant für die H/Q-Ratio ist vor allem, ob zudem ein muskelgruppenspezifischer Unterschied besteht. In der vorliegenden Studie wurden die Muskelgruppen mit 50 %, 60 % und 70 % von MVT_{con} ermüdet mit unterschiedlichen Ergebnissen: Für die Quadricepsmuskulatur zeigte sich kein geschlechtsspezifischer Unterschied, während die weibliche Hamstringmuskulatur weniger stark ermüdete. In der Literatur gibt es für die Ellenbogenflexoren Ergebnisse wie für die Hamstringmuskulatur: Bis 70 % des 1 RM ermüdeten die weiblichen Probanden weniger [105].

Zum anderen besteht die Frage, ob auch die Work-to-rest-Ratio einen geschlechtsspezifischen, als auch muskelgruppenspezifischen Einfluss auf die motorische Ermüdung hat. Der Diskussion zu Hypothese 1 nach, könnte dies tatsächlich der Fall sein mit weniger starker Ermüdung der weiblichen Hamstringmuskulatur bei hoher Work-to-rest-Ratio im Gegensatz zu der Quadricepsmuskulatur.

Die kombiniert konzentrisch-exzentrische Arbeitsweise im Ermüdungsprotokoll lässt keinen Schluss zu, inwieweit die exzentrische Komponente bei der Quadricepsmuskulatur dafür sorgte, dass beide Geschlechter gleich ermüdeten.

Die Kontraktionsgeschwindigkeit betreffend scheint es zumindest nach den Daten von Gomes et al. zu der Quadricepsmuskulatur bei 60 %/s keinen geschlechtsspezifischen Unterschied zu geben. Bei höheren Kontraktionsgeschwindigkeiten scheint dieser davon abhängig zu sein, ob mit absoluten oder relativen Geschwindigkeiten gearbeitet wird. Für das Ermüdungsverhalten der Hamstringmuskulatur gibt es noch keine ausreichenden Daten zum Einfluss von absoluten beziehungsweise relativen Kontraktionsgeschwindigkeiten. Eine im Aufbau ähnliche Studie, wie sie Gomes et al. für die Quadricepsmuskulatur durchführte existiert nicht [118].

Dringend zu diskutieren ist die Frage, inwieweit es in der geschlechtsspezifischen Gegenüberstellung der Muskelfaserzusammensetzung beider Muskelgruppen Unterschiede gibt. Eine Studie, die vor allem der Frage nachgeht, ob die weibliche Hamstringmuskulatur einen praktisch relevanten größeren Anteil an ermüdungsresistenteren Typ I-Muskelfasern hat, ist wünschenswert.

In der Zusammenfassung ist festzustellen, dass nach aktuellem Literaturstand niedrige Kontraktionsintensitäten und eine hohe Work-to-rest-Ratio muskelgruppen- und geschlechtsspezifisch zu einer Zunahme der CH_H/Q-iMVT der weiblichen Probanden beigetragen haben könnten. Für Arbeitsweise und die Kontraktionsgeschwindigkeit können keine Aussagen darüber getroffen werden, ob sie bei dynamischem Protokoll zu geschlechtsspezifischen Unterschieden der CH_H/Q-iMVT führen. Kontraktile Eigenschaften eines Muskels beziehen sich auch auf die Muskelfaserzusammensetzung [80]. Hier sind Studien vor allem zu der Hamstringmuskulatur ungenügend. Es gibt Hinweise über die vorliegende Studie hinaus, dass bei gleichem Ermüdungsprotokoll Muskelgruppen zwischen den Geschlechtern unterschiedlich ermüden [104].

5.3.2 Gegenüberstellung der Erkenntnisse aus Hypothese 2 zur Diskussion der CH_H/Q-RTD

Geht man in gleicher Weise für die CH_H/Q-RTD vor, indem man sich der Diskussion der Hypothese 2 widmet, ist besonders die geringe Studienlage, wie in Hypothese 2 geschrieben, problematisch. Die genauen Einflüsse von Belastungsintensität, Kontraktionsdauer und Arbeitsweise können aufgrund der mangelhaften Datenlage nicht differenziert werden.

Die Hypothese von Hunter et al., dass Männer bei einer hohen work-to-rest-Ratio schneller ermüden konnte zumindest für die CH_QRTD nicht bestätigt werden, für die CH_HRTD könnte dies jedoch zutreffen und somit zu der Abnahme der CH_H/Q-RTD der Männer beigetragen haben.

Nach der Studie von Gomes et al. gab es für die QRTD keinen geschlechtsspezifischen Unterschied durch Variation der absoluten Kontraktionsgeschwindigkeit, allerdings könnte diese für relative bestehen [118]. Ob es in Bezug auf die Kontraktionsgeschwindigkeit einen muskelgruppen- und geschlechtsspezifischen Unterschied für die Hamstringmuskulatur gibt, ist nicht bekannt.

Nur für die Quadricepsmuskulatur ist bekannt, dass Frauen einen höheren Anteil an Typ I-Fasern haben. Dieser Vorteil ist jedoch für die Quadricepsmuskulatur nicht zum Tragen gekommen, da kein geschlechtsspezifischer Ermüdungsunterschied gefunden wurde. Andere abhängige Variablen könnten den Effekt des höheren Anteils an Typ I-Fasern in der weiblichen Quadricepsmuskulatur überlagert haben. Ob Frauen ebenfalls einen höheren Anteil an Typ-I-Fasern in der Hamstringmuskulatur und in dieser auch eine vermehrte vasodilatatorische Antwort bei Belastung haben, ist nach der aktuellen Studienlage nicht bekannt.

Während es Hinweise gibt, dass es für die Quadricepsmuskulatur in der frühen Phase der RTD, also in der Phase der neuronalen Aktivierung, keine Unterschiede zwischen den Geschlechtern gibt, fehlen auch hier wieder Studiendaten für die Hamstringmuskulatur. In der späten Phase der RTD, die durch kontraktile Eigenschaften gekennzeichnet ist, könnten männliche Probanden tatsächlich eine stärkere Ermüdung durch eine verminderte Muskelperfusion erleben. Inwieweit dies besonders die Hamstringmuskulatur betrifft und es deswegen zu einer Verminderung der männlichen H/Q-RTD kommt, ist offen.

Zusammenfassend können vor allem aufgrund der fehlenden Studien zur CH_HRTD weder Aussagen zu relevanten Variablen innerhalb eines Geschlechtes zu unterschiedlichen Ermüdungsverhalten der beiden Muskelgruppen, noch zu relevanten Variablen zwischen den Geschlechtern gemacht werden.

5.3.3 Interpretation und klinische Bedeutung

Entgegen vorher postulierten Annahmen im Rahmen der erhöhten Verletzungsinzidenz von Frauen in Nicht-Kontakt-Situationen, dass Frauen eine stärkere Abnahme der H/Q-Ratio zeigen müssten, zeigten diese sogar eine Zunahme beider H/Q-Ratios, der H/Q-iMVT mit +4,07 % und der H/Q-RTD mit +7,84 %. Die beiden Muskelgruppen zeigten innerhalb eines Geschlechtes einen signifikanten Unterschied in den Wiederholungszahlen, beziehungsweise der Zeit bis zum Ermüdungsabbruch, bei jedoch wiederum gleich wahrgenommener Erschöpfung, welche sowohl für beide männlichen als auch weiblichen Muskelgruppen bei 16 auf der Borg-Skala lag. Die Hamstringmuskulatur der Männer kam fast auf nur die Hälfte der Wiederholungen der Quadricepsmuskulatur bis zum Belastungsabbruch, ermüdete aber stärkere als die Quadricepsmuskulatur, wodurch auch die CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD negative Werte annahmen. Die Differenz der Wiederholungszahlen der beiden Muskelgruppen der Frauen war deutlich geringer. Die Hamstringmuskulatur der Frauen war ausdauernder in Relation zu der Quadricepsmuskulatur als die Hamstringmuskulatur der Männer zu ihrem Antagonisten. Trotzdem fiel die CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD der Frauen positiv aus. Das heißt, die weibliche Hamstringmuskulatur ermüdete weniger stark als die Quadricepsmuskulatur.

In Hinblick auf die Verletzungsinzidenz bleibt jedoch auch festzuhalten, dass beide Ratios der Frauen im Posttest als absolute Werte (H/Q-iMVT: 0,65, H/Q-RTD: 0,70) trotz des postinterventionellen Anstieges noch niedriger sind als die Werte der H/Q-Ratios der Männer im Posttest (H/Q-iMVT: 0,72, H/Q-RTD: 0,78), die durch die Intervention abnahmen. Ohne die Change-Score zu betrachten, weisen damit Frauen auch im Post-Test immer noch die niedrigeren H/Q-Ratio-Werte auf, die mit einem erhöhten Verletzungsrisiko für das VKB verbunden werden. Die Change-Score-Werte einbeziehend kann unter Interpretation dieser Daten, die lediglich ein Modell einer Belastung widerspiegeln und nicht die reale Belastung einer Sportart, angenommen werden, dass Männer im Verlauf einer zu motorischer Ermüdung führenden Aufgabe durch die Abnahme der H/Q-Ratios potentiell ein erhöhtes Verletzungsrisiko bekommen, während für Frauen im Verlauf eher das Verletzungsrisiko abnimmt. Studien, die die Verletzungsinzidenzen im Spielverlauf analysierten und zeigten, dass dieses im Verlauf zunimmt, bezogen bisher ausschließlich männliche Probanden ein [23]. Interessant wäre daher, solche Studien am besten mit einer männlichen und einer weiblichen Kohorte durchzuführen oder aber in einer Studie ausschließlich weibliche Probanden einzubeziehen, die als eine Ergänzung einer bereits bestehenden Studie angesehen werden kann. In der vorliegenden Studie und in zum Vergleich herangezogenen Studien wurden die Ergebnisse der Ermüdung überwiegend über Testverfahren untersucht, in denen die gemessenen Antworten

über eine willkürliche Innervation initiiert wurden (zum Beispiel iMVT, RTD), beziehungsweise die Antworten über Reizung des deszendierenden motorischen Systems oder dessen peripheren Afferenzen ausgelöst wurden. Jedoch wurden bereits weiter oben unter 2.2.2. auch die Anpassungsvorgänge in den afferenten Anteilen des motorischen Systems dargelegt. Reizung peripherer Rezeptoren können über afferente Leitung Reflexe auslösen. Reflexantworten sind im Bereich von 20 bis 40 Millisekunden zu konstatieren [137]. Bezugnehmend auf die unter 1. dargestellten Verletzungsmechanismen des VKB beim Landen eines Sprunges muss das Kniegelenk innerhalb von maximal 50 Millisekunden stabilisiert werden [52]. Reflektorische Antworten scheinen somit relevant zu sein. Dass Ermüdung auch die reflektorische Hamstring-Antwort reduziert und es dadurch zu einer höheren Laxität des Kniegelenkes kommt, ist bekannt [138]. 2013 führten Behrens et al. deswegen eine Studie zum Effekt von Ermüdung auf die Reflexantwort der Hamstrings und die posterior-anteriore Translation der Tibia durch, die dieses Thema auf einen Geschlechtsunterschied hin untersuchten [8]. Diese Studie zeigte, dass es nach einem Ermüdungsprotokoll bei weiblichen Probanden zu einer größeren Reflexlatenz der Hamstringmuskulatur kam. Diese verspätete Antwort ging mit einer stärkeren Auslenkung des Tibiaplateaus einher und damit mit einem potentiellen Verletzungsreiz für das vordere Kreuzband [8]. Dem gegenüber stehen nun die Ergebnisse der vorliegenden Studie, die ausschließlich willkürliche Kraftverhältnisse zeigt, welche im Rahmen der H/Q-Ratios zusätzlich die potentiell zum Verletzungsrisiko beitragende Quadricepskraft wiedergeben. Die postinterventionell niedrigeren willkürlichen absoluten H/Q-Ratio-Werte der Frauen, wenn auch in der Change-Score-Analyse zunehmend, als auch die erhöhte reflektorische Reflexlatenz der Hamstringmuskulatur scheinen zu der erhöhten Verletzungsinzidenz der Frauen beizutragen.

Jedoch werden nicht nur neuromuskuläre Ursachen für eine erhöhte Rate an VKB-Rupturen bei Frauen in Nicht-Kontakt-Situationen in der Literatur diskutiert. Wie in der Einleitung (siehe Kapitel 1) unter „Die vordere Kreuzbandruptur: Ursachen der häufigeren Inzidenz bei Frauen“ aufgeführt, wurden bereits vielfältige Studien durchgeführt, die zusätzlich umweltbedingte, anatomische, biomechanische und hormonelle Einflussfaktoren untersuchten [19, 24–27]. Ein einziger Risikofaktor für alle Verletzungssituationen konnte nicht gefunden werden. Vielmehr scheinen Verletzungen multifaktorieller Genese zu sein [25]. Zur Prävention von VKB-Rupturen seien neuromuskuläre Faktoren allerdings die am aussichtsreichsten zur Senkung der Inzidenz [25]. Als oberstes Ziel gilt es, die VKB-Ruptur zu vermeiden. Entsprechende Präventionsprogramme wurden in den letzten Jahren erarbeitet und in Studien umgesetzt. Eine Metaanalyse von Metaanalysen hat 2018 ergeben, dass im Allgemeinen VKB-Rupturen mit solchen Interventionsprogrammen um 50 % reduziert werden können. Die Reduktion von Nicht-Kontakt-VKB-Rupturen im Frauensport lag sogar bei 67 % [30]. Erfolg hatten diejenigen Programme, die vor allem auf die Modifikation des neuromuskulären Systems bauten und mehrere Komponenten einschlossen [25, 30], siehe auch Kapitel 1, Einleitung, unter „Die vordere Kreuzbandruptur: Konsequenzen und derzeitige Präventionsprogramme“. Zur Verbesserung bestehender Präventionsprogramme stellen sich unter aktuellen Studienergebnissen

nun die Fragen, ob die Ergebnisse auch auf spezifisch trainierte Probanden zu übertragen sind und wann bei weiblichen Sportlerinnen in einem Spielverlauf die Verletzungsinzidenz am größten ist. Zudem besteht die Frage zu welchen Anteilen willkürliche und reflektorische motorische Antworten auf Verletzungsinzidenzen Einfluss haben. Die Explosivkraft (RTD) unter Beachtung der elektromechanischen Verzögerung (EMD) sollte dabei besondere Beachtung finden. Scheinen willkürliche Komponenten dominierend zu sein, sollten Präventionsprogramme für weibliche Spielerinnen nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie mit postinterventioneller Verbesserung der CH_H/Q-Ratios gegebenenfalls mehr auf grundlegende Muskelkraftverhältnisse vor Ermüdungserscheinungen fokussieren. Bei Dominanz von reflektorischen Komponenten sollten sie nach den Ergebnissen von Behrens et al. von 2013 mehr auf Ermüdungsphänomene fokussieren [8]. Eine Gegenprüfung und Erweiterung der Studienergebnisse sollte angestrebt werden.

5.4 Limitationen

Limitierend für diese Studie aus Sicht der motorischen Ermüdbarkeit anzusehen ist, dass eine Kontraktionsgeschwindigkeit von 60 °/s zu langsam ist, um auch nur Gehen oder besser noch sportlichen Aktivitäten zu entsprechen [39, 48]. Diese Geschwindigkeit wurde jedoch gewählt, um die Belastungsdauer und -intensität jeder einzelnen Kontraktion zu erhöhen und somit in angemessener Zeit eine Ermüdung bis zum Task-failure zu erreichen. Für das Ermüdungsprotokoll fiel ebenso auf, dass es für die Probanden im untrainierten Zustand beziehungsweise mit wenig Ermüdungserfahrung teils schwierig war, den gesamten Bewegungsumfang die gleiche Kontraktionsintensität aufzuwenden. Es bestand somit die Befürchtung, dass es durch kurzzeitige geringere Anstrengung bereits zu Erholungseffekten kommen konnte und somit die Zeit bis zum Task-failure herausgezogen wurde. Die Regelung zum Interventionsabbruch, sobald fünfmal hintereinander die vorgegebene Kontraktionsintensität nicht mehr erreicht werden konnte (Abbruch durch Task-failure), wurde zum Teil durch die Probanden unterlaufen, indem kurz vor Abbruch doch noch einmal eine Anstrengung zum Erreichen der Intensität unternommen wurde. Hieran wird die Bedeutung des psychologischen Status sichtbar und der verschiedene Umgang mit Erschöpfungserleben. Nichtsdestotrotz zeigten beide Geschlechter am Ende der Intervention mittels der Borg-Skala keinen signifikanten Unterschied der Ermüdungswahrnehmung, bei jedoch signifikanten Unterschieden in den Wiederholungszahlen bis zum Task-failure beider Muskelgruppen. Aufgrund dessen zeigten sich Schwierigkeiten, eine adäquate Kontraktionsintensität für das Ermüdungsprotokoll zu finden. Bei 50 % Kontraktionsintensität des willkürlichen Spitzendrehmomentes kam es vor allem bei männlichen Probanden teils zu keinem Task-failure der Quadricepsmuskulatur bis mindestens 90 Minuten Belastungsdauer. Diese Testungen wurden abgebrochen und der Datensatz dieser Probanden konnte nicht in die Studie aufgenommen werden. In der Folge wurde ein Verwerfen des Datensatzes bei Erreichen von 35 Minuten festgelegt (insgesamt bei MVTcon-Level 50 % n=7). Bei 70 % Kontraktionsintensität war die Wiederholungszahl der Hamstringmuskulatur vorwiegend bei weiblichen Probanden jedoch teils

sehr gering, sodass diese Intensität ungünstig erschien. 60 % Kontraktionsintensität führte in geringerem Maße immer noch zu einem Abbruch bei Überschreiten der 35 Minuten Belastungsdauer ($n=2$). Dies war jedoch ein Drehmomentlevel, das unter diesen Probanden mit geringer sportlicher Vorerfahrung, beziehungsweise untrainiertem Zustand die beste Durchführbarkeit des Interventionsprogrammes zeigte. Es scheint einen muskelgruppen- und geschlechtsspezifischen Unterschied in der Oberschenkelmuskulatur zu geben, der es schwierig gestaltete für beide Muskelgruppen und Geschlechter ein adäquates gleichartiges Interventionsprogramm zu finden, was in dieser Studie nur mäßig gut gelang und deshalb der Parameter MVTcon als Kovariate eingeführt werden musste. In Anbetracht der Bewertung des Ermüdungsprotokolls ist die Auswertung der Wahrnehmung der Ermüdung relativ kurz gekommen. Es wurde zwar die Borg-Skala erhoben, nach neueren Erkenntnissen scheinen affektiv-motivationale und kognitiv-evaluative Dimensionen weiter die motorische Leistung zu beeinflussen [61]. Aus Sicht der Ermüdbarkeit könnten in weiteren Studien ebenso noch elektrophysiologische Daten erhoben werden, wie zum Beispiel von einem EMG oder von der Messung des H-Reflexes, um weitere physiologische Phänomene der geschlechtsspezifischen Fatigue zu verstehen.

5.5 Ausblick

Nach ausführlicher Literaturrecherche und Diskussion der Studienergebnisse ist festzustellen, dass der Einbezug von Frauen in Interventionsstudien noch immer nicht die Regel ist. So blieben viele Sachverhalte ungeklärt. Folgende Fragen gehen aus der Diskussion als noch relevante Fragestellungen hervor und sollten in naher Zukunft zur besseren Interpretation der Studienergebnisse und zur Verbesserung der Kenntnis zur Ursache einer vermehrten Ruptur des vorderen Kreuzbandes von Frauen beantwortet werden:

Die Muskelfaserzusammensetzung scheint eine wichtige Rolle bei der motorischen Ermüdung zu spielen [92]. Wünschenswert sind hier Erkenntnisse zu geschlechtsspezifischen Unterschieden in der Hamstringmuskulatur. Den Muskelfasertyp I und II betreffend besteht die Frage inwieweit diese bei konzentrischer und exzentrischer dynamischer Arbeit unterschiedlich ermüden, um den Effekt des konzentrisch-exzentrischen Ermüdungsprotokolls besser einschätzen zu können. Darüber hinaus hätten diese Eigenschaften vor allem im Rahmen von funktionellen Betrachtungsweisen, gegebenenfalls auch unter Einbezug der funktionellen H/Q-Ratio, Bedeutung. Studien mit exzentrischen Ermüdungsprotokollen sind in deutlich geringerer Zahl vorhanden als mit konzentrischen. In Betrachtung der Verletzungssituationen von vorderen Kreuzbandrupturen fällt auf, dass der M. quadriceps bei Sprung- und Stoppbewegungen bremsend, also exzentrisch aktiv wird. Exzentrische Kontraktionen produzieren die höheren Kräfte [7]. Daraus leitet sich die Überlegung ab, ob eine funktionelle H/Q-Ratio mit H_{con}/Q_{ecc} anstatt H_{ecc}/Q_{con} diese Situation besser beschreibt. Wie in der Einleitung beschrieben, stellen sich hier die Werte in unermüdetem Zustand deutlich niedriger mit 0,6 bis 0,26 mit steigender Winkelgeschwindigkeit dar [10, 55]. Nach Kenntnis der Autorin existieren zur Zeit der Erstellung dieser Arbeit keine Studien, die die funktionelle

Hcon/Qecc in einem Prä-, Posttest-Design mit Ermüdungsprotokoll untersuchten. Auch hier kann die Untersuchung auf einen Geschlechtsunterschied hin bedeutend sein. Ebenso von Interesse ist das Ausmaß der kapillären Perfusion und das vasodilatative Verhalten in der Hamstringmuskulatur im Geschlechtervergleich. In Bezug auf die Hamstringmuskulatur fehlt es ebenso vor allem an Interventionsstudien, die die RTD unter Ermüdungsbedingungen untersucht. Diese sollten selbstredend als Genderstudie aufgebaut sein. Im Rahmen der Forschung zur Ermüdung von schnellkräftigen Kontraktionen (RTD) sollten EMG-Messungen einbezogen werden, um so die Ermüdung in frühe neuronale und späte kontraktile Phase unterscheiden zu können. Nach der Studie von Gomes et al. könnte eine weitere Studie in Betracht gezogen werden, die dem geschlechtsspezifischen Ermüdungsverhalten bei relativen und absoluten Kontraktionsgeschwindigkeiten nachgeht, besonders bezogen auf die Hamstringmuskulatur [118]. Des Weiteren kann die Work-to-rest-Ratio weiter untersucht werden, ob diese einen Einfluss hat und ob sie geschlechts- als auch muskelgruppenspezifisch sein könnte. Ebenfalls zur Verbesserung des Verständnisses von Verletzungsinzidenzen in der weiblichen Bevölkerung sollte eine ergänzende Studie zu der von Hawkins et al. von 2001 zum Zeitpunkt von Verletzungsinzidenzen von weiblichen Spielerinnen erstellt werden [23]. Zudem besteht die Frage zu welchem Anteil willkürliche motorische Antworten auf Verletzungsinzidenzen Einfluss haben. Die Explosivkraft (RTD) unter Beachtung der elektromechanischen Verzögerung (EMD) sollte dabei besondere Beachtung finden. In dem Rahmen ist zu überlegen, ob Ermüdungsprotokolle auf einem Dynamometer angebracht sind oder ob diese besser auf dem Feld erfolgen sollten, um auch gegebenenfalls der unterschiedlichen Beanspruchung der Muskelgruppen während realer Belastungssituationen gerecht zu werden. Scheinen willkürliche Komponenten dominierend zu sein, sollten Präventionsprogramme für weibliche Spielerinnen nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie mit postinterventioneller Verbesserung der CH_H/Q-Ratios gegebenenfalls mehr auf grundlegende Muskelkraftverhältnisse vor Ermüdungserscheinungen fokussieren. Bei Dominanz von reflektorischen Komponenten sollten sie nach den Ergebnissen von Behrens et al. von 2013 mehr auf Ermüdungsphänomene fokussieren [8]. Vor allem aber sollten bei zukünftigen Fatigue-Studien, die definierte Einflussfaktoren untersuchen wollen, darauf geachtet werden, dass allein der zu untersuchende Faktor variiert und somit dessen Einfluss gedeutet werden kann.

6. Zusammenfassung

Es ist bekannt, dass Frauen bei sportlicher Betätigung in Nicht-Kontakt-Situationen relativ zur Exposition häufiger Vordere Kreuzband-Rupturen erleiden als Männer. Studien zu umweltbedingten, anatomischen, biomechanischen, hormonellen und neuromuskulären Einflussfaktoren zeigen multifaktorielle Ursachen auf. In der vorliegenden Arbeit wurden neuromuskuläre Einflüsse in Bezug auf das Muskelkraftverhältnis von Hamstring- zu Quadricepsmuskulatur (H/Q-Ratio) vertiefend untersucht. Die Hamstringmuskulatur soll entgegen der Quadricepsmuskulatur im Sinne einer Verhinderung einer ventralen Tibiatranslation protektiv auf das Vordere Kreuzband wirken. Bisherige Studien zeigten, dass die H/Q-Ratio aus isometrischen maximalen willkürlichen Drehmomenten (H/Q-iMVT) bei Frauen niedriger und damit ungünstiger ist. Gleichzeitig zeigte die H/Q-Ratio aus der Explosivkraft mit Messung des Kraftanstieges (H/Q-RTD) im Gendervergleich keinen signifikanten Unterschied. Die vorliegende Arbeit erweitert den Stand der Forschung von H/Q-iMVT und H/Q-RTD im Geschlechtervergleich durch Ermüdungsprotokolle. Es wurden folgende Hypothesen aufgestellt: Die interventionsbedingte prozentuale Abnahme (Change, CH 1.) des isometrischen maximalen willkürlichen Drehmomentes der Quadricepsmuskulatur und das der Hamstringmuskulatur (CH_QiMVT und CH_HiMVT) ist bei Frauen größer als bei Männern, 2.) der Explosivkraft der Quadricepsmuskulatur und der Hamstringmuskulatur (CH_QRTD und CH_HRTD) ist bei Frauen größer als bei Männern, 3.) der Hamstring/Quadriceps-Ratio des isometrischen maximalen willkürlichen Drehmomentes und der Explosivkraft (CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD) ist bei Frauen größer als bei Männern.

Die vorliegende, zweiarmige, prospektive, quantitative, randomisierte, monozentrische Interventionsstudie im Crossover-Design analysiert Daten von jeweils 10 untrainierten Männern und Frauen (durchschnittliches Alter 24,10 bzw. 24,60 Jahre). In einem Prä-Posttest-Design (Messwiederholung) wurden die prozentualen Veränderungen der oben genannten Parameter für Männer und Frauen nach einem Ermüdungsprotokoll analysiert. Die Messungen isometrischer Drehmomente der Knieextensoren als auch -flexoren erfolgten randomisiert an verschiedenen Tagen an einem Dynamometer bei Gelenkwinkeln von 40° Hüftflexion und 35° Knieflexion. Die Ermüdungsintervention wurde in konzentrisch-exzentrischer Arbeitsweise über einen Arbeitsweg zwischen 0° Knieextension und 90° Knieflexion durchgeführt bei einer Kontraktionsgeschwindigkeit von 60 °/s und submaximalen Kontraktionsintensitäten von 50 %, 60 % und 70 % des maximalen willkürlichen konzentrischen Drehmomentes. Die Intervention wurde abgebrochen, wenn in fünf aufeinanderfolgenden konzentrischen Wiederholungen dieser Wert trotz größter Anstrengungen nicht mehr erreicht werden konnte (Task failure). Gemessen wurden zudem während des Ermüdungsprotokolls die Wiederholungszahl der Kontraktionszyklen, die Gesamtzeit der Belastung (Time to task failure, TTF) sowie nach Abbruch das subjektive Belastungsempfinden mittels Borg-Skala (Rating of perceived exertion, RPE).

Interessant ist, dass der Belastungsabbruch durch TTF bei beiden Muskelgruppen und bei beiden Geschlechtern bei einer wahrgenommenen Ermüdung von 16 auf der Borg-Skala erfolgte. Hierbei zeigten die männlichen Probanden für den M. quadriceps die größere Wiederholungszahl und das längere TTF (mittlerer Effekt Cohen's f 0,264). Für die ischiocrurale Muskulatur zeigte sich ein geringerer geschlechtsspezifischer Unterschied ebenfalls zu Gunsten der männlichen Probanden. Die prozentuale Veränderung der Quadricepskraft als CH_QiMVT und CH_QRTD im Geschlechtervergleich zeigte keine statistisch signifikanten und praktisch relevanten Unterschiede. Dagegen zeigte sich für die prozentuale Veränderung der Hamstringkraft als CH_HiMVT und CH_HRTD ein statistisch signifikanter ($p = 0,037$), bzw. tendenziell signifikanter ($p = 0,051$) und jeweils klinisch relevanter Unterschied (großer Effekt; $f = 0,464$, bzw. $f = 0,420$) zwischen beiden Geschlechtern mit geringerer Abnahme bei den Frauen. Die Geschlechter einzeln betrachtet kommt die männliche Hamstringmuskulatur nur auf knapp die Hälfte der Wiederholungen der Quadricepsmuskulatur, ermüdet jedoch prozentual stärker als diese, was in einer Reduktion der CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD (-3,93 % bzw. -2,64 %) deutlich wird. Die Differenz der Belastungsdauer beider Muskelgruppen ist bei den Frauen deutlich geringer. Jedoch ermüdete die ebenfalls ausdauerndere Quadricepsmuskulatur stärker als die Hamstringmuskulatur, was in einer Zunahme der CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD (+4,07 % bzw. +7,84 %) zu sehen ist. Im Vergleich der Geschlechter konnte für die Parameter CH_H/Q-iMVT und CH_H/Q-RTD kein statistisch signifikanter ($p = 0,142$, bzw. $p = 0,107$), jedoch ein praktisch relevanter Unterschied (mittlerer Effekt; $f = 0,268$, bzw. $f = 0,324$) zwischen Männern und Frauen nachgewiesen werden. Alle drei gerichteten Hypothesen konnten somit nicht verifiziert werden. Wichtig zu bemerken ist allerdings, dass beide Ratios der Frauen im Posttest als absolute Werte (H/Q-iMVT: 0.65, H/Q-RTD: 0,70) trotz des postinterventionellen Anstieges noch niedriger sind als die Werte der H/Q-Ratios der Männer im Posttest (H/Q-iMVT: 0.72, H/Q-RTD: 0,78).

Anhand dieser Daten ist anzunehmen, dass sich durch Ermüdung im Spielverlauf unter Beteiligung von nicht spezifisch trainierten Probandinnen und Probanden das willkürliche Muskelkraftverhältnis über dem Kniegelenk bei Frauen sowohl der iMVT als auch der RTD verbessern könnte. In Hinblick auf das Verletzungsrisiko ist jedoch auch zu konstatieren, dass die Muskelkraftverhältnisse der weiblichen Probanden postinterventionell weiterhin schlechter sind. Zur weiteren Verbesserung von Präventionsprogrammen von VKB-Rupturen ist zu prüfen, inwieweit diese Ergebnisse auch auf trainierte Sportlerinnen mit erhöhter Exposition für VKB-Rupturen zu übertragen sind und wie der zeitliche Verlauf der Verletzungsinzidenz bei Frauen im realen Spielverlauf ist. Nach vorliegenden Daten der willkürlichen Muskelaktivierung gilt es für Frauen vielmehr die H/Q-iMVT und H/Q-RTD grundlegend als in der Ermüdungsresistenz zu verbessern. Ergänzend ist der Einfluss reflektorischer Aktivierung der Kniegelenksstabilisatoren gegenüber vorliegenden willkürlichen Kraftverhältnissen auf Verletzungsinzidenzen des VKB zu bewerten, als auch welche neuromuskulären Eigenschaften dominierenden Einfluss auf geschlechts- und auch muskelgruppenspezifische Ermüdung haben.

Literaturverzeichnis

1. Ruas CV, Pinto RS, Haff GG, Lima CD, Pinto MD, Brown LE. Alternative Methods of Determining Hamstrings-to-Quadriceps Ratios: a Comprehensive Review. *Sports Med Open*. 2019;5:11. doi:10.1186/s40798-019-0185-0.
2. Delextrat A, Gregory J, Cohen D. The use of the functional H:Q ratio to assess fatigue in soccer. *Int J Sports Med*. 2010;31:192–7. doi:10.1055/s-0029-1243642.
3. El-Ashker S, Carson BP, Ayala F, Ste Croix M de. Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017;25:949–57. doi:10.1007/s00167-015-3684-7.
4. Tittel K. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 14th ed. München: Urban & Fischer; 2003.
5. Petersen W, Tillmann B. Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes. [Anatomy and function of the anterior cruciate ligament]. *Orthopade*. 2002;31:710–8. doi:10.1007/s00132-002-0330-0.
6. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62:259–70.
7. Petersen W, Rosenbaum D, Raschke M. Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei weiblichen Athleten. Teil 1: Epidemiologie, Verletzungsmechanismen und Ursachen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 2005;56:150–6.
8. Behrens M, Mau-Moeller A, Wassermann F, Bruhn S. Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. *PLoS ONE*. 2013;8:e56988. doi:10.1371/journal.pone.0056988.
9. Hannah R, Minshull C, Smith SL, Folland JP. Longer electromechanical delay impairs hamstrings explosive force versus quadriceps. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46:963–72. doi:10.1249/MSS.0000000000000188.
10. Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring-quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2002;56–62.
11. Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, Larsson B, and Dyhre-Poulsen P. A New Concept For Isokinetic Hamstring: Quadriceps Muscle Strength Ratio. *The American Journal of Sports Medicine*. 1998;26:231-237.
12. Shimokochi Y, Schultz SJ. Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Journal of Athletic Training*. 2008;43:396–408. doi:10.1016/B978-1-4160-3834-4.10002-2.
13. NUNLEY RM. Gender comparison of patella tendon tibial shaft angle with weight bearing. *Res Sport Med*. 2003;11:173–85.
14. Ste Croix M de, ElNagar YO, Iga J, Ayala F, James D. The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring/quadriceps ratio. *Knee*. 2017;24:745–50. doi:10.1016/j.knee.2017.03.012.
15. Yeung SS, Suen AMY, Yeung EW. A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *Br J Sports Med*. 2009;43:589–94. doi:10.1136/bjsm.2008.056283.
16. Singh N. International Epidemiology of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *OPROJ* 2018. doi:10.31031/OPROJ.2018.01.000525.
17. Widhalm H. Kreuzbandriss. *Österreichische Ärztezeitschrift*. 2017;2017:22–8.

18. Petersen W, Zantop T, Rosenbaum, Dieter, Raschke, Michael. Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei weiblichen Athleten. Teil 2: Präventionsstrategien und Präventionsprogramme. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. 2005;56:157–64.
19. Zebis MK, Andersen LL, Ellingsgaard H, Aagaard P. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. *J Strength Cond Res*. 2011;25:1989–93. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e501a6.
20. Krosshaug T, Slauterbeck JR, Engebretsen L, Bahr R. Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: Three-dimensional motion reconstruction from video sequences. *Scand J Med Sci Sports*. 2007;17:508–19. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00558.x.
21. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: A national population-based study. *J Sci Med Sport*. 2009;12:622–7. doi:10.1016/j.jsams.2008.07.005.
22. Ahldén M, Samuelsson K, Sernert N, Forssblad M, Karlsson J, Kartus J. The Swedish National Anterior Cruciate Ligament Register: A report on baseline variables and outcomes of surgery for almost 18,000 patients. *Am J Sports Med*. 2012;40:2230–5. doi:10.1177/0363546512457348.
23. Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *Br J Sports Med*. 2001;35:43–7. doi:10.1136/bjsm.35.1.43.
24. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. Mechanisms and risk factors for noncontact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: A summary of the literature since 1980. *J Strength Cond Res*. 2012;26:3160–76. doi:10.1519/JSC.0b013e318243fb5a.
25. Laible C, Sherman OH. Risk factors and prevention strategies of non-contact anterior cruciate ligament injuries. *Bull Hosp Jt Dis (2013)*. 2014;72:70–5.
26. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med*. 1995;23:694–701. doi:10.1177/036354659502300611.
27. Myklebust G, Maehlum S, Engebretsen L, Strand T, Solheim E. Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. *Scand J Med Sci Sports*. 1997;7:289–92. doi:10.1111/j.1600-0838.1997.tb00155.x.
28. Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med*. 1996;24:427–36. doi:10.1177/036354659602400405.
29. Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *Am J Sports Med*. 1999;27:312–9. doi:10.1177/03635465990270030801.
30. Webster KE, Hewett TE. A Meta-analysis of Meta-analyses of Anterior Cruciate Ligament Injury Reduction Training Programs. *J Orthop Res* 2018. doi:10.1002/jor.24043.
31. Almeida GPL, Albano TR, Rodrigues CAS, Tavares MLA, Paula Lima PO de. _Combining return to sport, psychological readiness, body mass, hamstring strength symmetry, and hamstring/quadriceps ratio increases the risk of a second anterior cruciate ligament injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2023;31:5087–95. doi:10.1007/s00167-023-07559-w.
32. Mau-Moeller A, Gube M, Felser S, Feldhege F, Weippert M, Husmann F, et al. Intrarater Reliability of Muscle Strength and Hamstring to Quadriceps Strength Imbalance Ratios During Concentric, Isometric, and Eccentric Maximal Voluntary Contractions Using the Isoforce Dynamometer. *Clin J Sport Med* 2017. doi:10.1097/JSM.0000000000000493.

33. Hannah R, Folland JP, Smith SL, Minshull C. Explosive hamstrings-to-quadriceps force ratio of males versus females. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2015;115:837–47. doi:10.1007/s00421-014-3063-y.
34. Nosse LJ. Assessment of Selected Reports on the Strength Relationship of the Knee Musculature. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1982;4:78–85. doi:10.2519/jospt.1982.4.2.78.
35. Deighan MA, Serpell BG, Bitcon MJ, Ste Croix M de. Knee joint strength ratios and effects of hip position in rugby players. *J Strength Cond Res.* 2012;26:1959–66. doi:10.1519/JSC.0b013e318234eb46.
36. Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol.* 1996;81:2339–46. doi:10.1152/jappl.1996.81.6.2339.
37. Moffroid M, Whipple R, Hofkosh J, Lowman E, Thistle H. A Study of Isokinetic Exercise. *Physical Therapy.* 1969;49:735–47. doi:10.1093/ptj/49.7.735.
38. Knapik JJ, Ramos MU. Isokinetic and isometric torque relationships in the human body. *Arch Phys Med Rehabil.* 1980;61:64–7.
39. Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol.* 1976;40:12–6. doi:10.1152/jappl.1976.40.1.12.
40. Kannus P, Beynnon B. Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. *Int J Sports Med.* 1993;14:422–6. doi:10.1055/s-2007-1021203.
41. Osternig LR. Isokinetic dynamometry: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev.* 1986;14:45–80.
42. Fillyaw M, Bevins T, Fernandez L. Importance of Correcting Isokinetic Peak Torque for the Effect of Gravity when Calculating Knee Flexor to Extensor Muscle Ratios. *Physical Therapy.* 1986;66:23–9. doi:10.1093/ptj/66.1.23.
43. Westing SH, Seger JY. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females. *Int J Sports Med.* 1989;10:175–80. doi:10.1055/s-2007-1024896.
44. Nelson SG, Duncan PW. Correction of Isokinetic and Isometric Torque Recordings for the Effects of Gravity. *Physical Therapy.* 1983;63:674–6. doi:10.1093/ptj/63.5.674.
45. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength: Influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand.* 1995;154:421–7. doi:10.1111/j.1748-1716.1995.tb09927.x.
46. Danneskiold-Samsøe B, Bartels EM, Bülow PM, Lund H, Stockmarr A, Holm CC, et al. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Acta Physiol (Oxf).* 2009;197 Suppl 673:1–68. doi:10.1111/j.1748-1716.2009.02022.x.
47. Frontera WR, Hughes VA, Lutz KJ, Evans WJ. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. *J Appl Physiol.* 1991;71:644–50. doi:10.1152/jappl.1991.71.2.644.
48. Wyatt MP, Edwards AM. Comparison of Quadriceps and Hamstring Torque Values during Isokinetic Exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1981;3:48–56. doi:10.2519/jospt.1981.3.2.48.
49. Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, Harris JM, Vaughan L. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med.* 1991;19:76–81. doi:10.1177/036354659101900113.

50. Rodríguez-Rosell D, Pareja-Blanco F, Aagaard P, González-Badillo JJ. Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2017;1–20. doi:10.1111/cpf.12495.
51. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur. J. Appl. Physiol*. 2016;116:1091–116. doi:10.1007/s00421-016-3346-6.
52. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med*. 2007;35:359–67. doi:10.1177/0363546506293899.
53. Osternig LR, Hamill J, Lander JE, Robertson R. Co-activation of sprinter and distance runner muscles in isokinetic exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1986;18:431–5.
54. Croisier J-L, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret J-M. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: A prospective study. *Am J Sports Med*. 2008;36:1469–75. doi:10.1177/0363546508316764.
55. Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/quadiceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med*. 2002;1:56–62.
56. Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadiceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport*. 2008;11:452–9. doi:10.1016/j.jsams.2007.04.009.
57. Enoka RM, Duchateau J. Translating Fatigue to Human Performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48:2228–38. doi:10.1249/MSS.0000000000000929.
58. Wan J-J, Qin Z, Wang P-Y, Sun Y, Liu X. Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Exp Mol Med*. 2017;49:e384. doi:10.1038/emm.2017.194.
59. Kluger BM, Krupp LB, Enoka RM. Fatigue and fatigability in neurologic illnesses: proposal for a unified taxonomy. *Neurology*. 2013;80:409–16. doi:10.1212/WNL.0b013e31827f07be.
60. Enoka RM. *Neuromechanics of human movement*. Champaign, IL, Windsor, ON, Leeds, Lower Mitcham, South Australia: Human Kinetics; 2015.
61. Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid K-C, et al. Fatigue and Human Performance: An Updated Framework. *Sports Med*. 2023;53:7–31. doi:10.1007/s40279-022-01748-2.
62. Gandevia SC, Allen GM, Butler JE, Taylor JL. Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex. *The Journal of Physiology*. 1996;490 (Pt 2):529–36. doi:10.1113/jphysiol.1996.sp021164.
63. Taylor JL, Gandevia SC. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol*. 2008;104:542–50. doi:10.1152/japplphysiol.01053.2007.
64. Kouzaki M, Shinohara M. The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *J Appl Physiol*. 2006;101:715–20. doi:10.1152/japplphysiol.01309.2005.
65. Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle Nerve*. 2000;23:1727–35. doi:10.1002/1097-4598(200011)23:11<1727::aid-mus9>3.0.co;2-y.
66. Garland SJ, Gossen ER. The muscular wisdom hypothesis in human muscle fatigue. *Exerc Sport Sci Rev*. 2002;30:45–9. doi:10.1097/00003677-200201000-00009.

67. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 2001;81:1725–89. doi:10.1152/physrev.2001.81.4.1725.
68. Pape H-C, Kurtz A, Silbernagl S, editors. *Physiologie*. 9th ed. Stuttgart: Thieme; 2019.
69. Klass M, Guissard N, Duchateau J. Limiting mechanisms of force production after repetitive dynamic contractions in human triceps surae. *J Appl Physiol.* 2004;96:1516-21; discussion. doi:10.1152/jappphysiol.01049.2003.
70. Speckmann E-J, Hescheler J, Köhling R, Alzheimer C, editors. *Physiologie: Mit dem Plus im Web*. 5th ed. München: Elsevier Urban & Fischer; 2009.
71. Martin PG, Smith JL, Butler JE, Gandevia SC, Taylor JL. Fatigue-sensitive afferents inhibit extensor but not flexor motoneurons in humans. *J Neurosci.* 2006;26:4796–802. doi:10.1523/JNEUROSCI.5487-05.2006.
72. MacIntosh BR, Holash RJ, Renaud J-M. Skeletal muscle fatigue--regulation of excitation-contraction coupling to avoid metabolic catastrophe. *J Cell Sci.* 2012;125:2105–14. doi:10.1242/jcs.093674.
73. Cheng AJ, Place N, Westerblad H. Molecular Basis for Exercise-Induced Fatigue: The Importance of Strictly Controlled Cellular Ca²⁺ Handling. *Cold Spring Harb Perspect Med* 2018. doi:10.1101/cshperspect.a029710.
74. Westerblad H, Bruton JD, Katz A. Skeletal muscle: energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. *Exp Cell Res.* 2010;316:3093–9. doi:10.1016/j.yexcr.2010.05.019.
75. Bergström J, Hermansen L, Hultman E, Saltin B. Diet, muscle glycogen and physical performance. *Acta Physiol Scand.* 1967;71:140–50. doi:10.1111/j.1748-1716.1967.tb03720.x.
76. Ørtenblad N, Nielsen J. Muscle glycogen and cell function--Location, location, location. *Scand J Med Sci Sports.* 2015;25 Suppl 4:34–40. doi:10.1111/sms.12599.
77. Haizlip KM, Harrison BC, Leinwand LA. Sex-Based Differences in Skeletal Muscle Kinetics and Fiber-Type Composition. *Physiology.* 2015:30–9.
78. Scott W, Stevens J, Binder–Macleod SA. Human Skeletal Muscle Fiber Type Classifications. *Phys Ther.* 2001;81:1810–6. doi:10.1093/ptj/81.11.1810.
79. Harridge SD, Bottinelli R, Canepari M, Pellegrino MA, Reggiani C, Esbjörnsson M, Saltin B. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflugers Arch.* 1996;432:913–20. doi:10.1007/s004240050215.
80. Schiaffino S, Reggiani C. Fiber types in mammalian skeletal muscles. *Physiol Rev.* 2011;91:1447–531. doi:10.1152/physrev.00031.2010.
81. Hunter SK. Sex differences in fatigability of dynamic contractions. *Exp Physiol.* 2016;101:250–5. doi:10.1113/EP085370.
82. Hunter SK. The Relevance of Sex Differences in Performance Fatigability. *Med Sci Sports Exerc.* 2016;48:2247–56. doi:10.1249/MSS.0000000000000928.
83. Hunter SK. Performance Fatigability: Mechanisms and Task Specificity. *Cold Spring Harb Perspect Med* 2018. doi:10.1101/cshperspect.a029728.
84. Hunter SK. Sex differences in human fatigability: mechanisms and insight to physiological responses. *Acta Physiol (Oxf).* 2014;210:768–89. doi:10.1111/apha.12234.
85. Roepstorff C, Thiele M, Hillig T, Pilegaard H, Richter EA, Wojtaszewski JFP, Kiens B. Higher skeletal muscle alpha2AMPK activation and lower energy charge and fat oxidation in men than in women during submaximal exercise. *The Journal of Physiology.* 2006;574:125–38. doi:10.1113/jphysiol.2006.108720.

86. Staron RS, Hagerman FC, Hikida RS, Murray TF, Hostler DP, Crill MT, et al. Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J Histochem Cytochem.* 2000;48:623–9. doi:10.1177/002215540004800506.
87. Miller AEJ, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Sale DG. Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1993;66:254–62. doi:10.1007/BF00235103.
88. Siegler JC, Mudie K, Marshall P. The influence of sodium bicarbonate on maximal force and rates of force development in the triceps surae and brachii during fatiguing exercise. *Exp Physiol.* 2016;101:1383–91. doi:10.1113/EP085933.
89. Horwath O, Moberg M, Larsen FJ, Philp A, Apró W, Ekblom B. Influence of sex and fiber type on the satellite cell pool in human skeletal muscle. *Scand J Med Sci Sports.* 2021;31:303–12. doi:10.1111/sms.13848.
90. Garrett WE, Califf JC, Bassett FH. Histochemical correlates of hamstring injuries. *Am J Sports Med.* 1984;12:98–103. doi:10.1177/036354658401200202.
91. Rahnama N, Reilly T, Lees A, Graham-Smith P. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *J Sports Sci.* 2003;21:933–42. doi:10.1080/0264041031000140428.
92. Sangnier S, Tourny-Chollet C. Comparison of the decrease in strength between hamstrings and quadriceps during isokinetic fatigue testing in semiprofessional soccer players. *Int J Sports Med.* 2007;28:952–7. doi:10.1055/s-2007-964981.
93. Greig M. The influence of soccer-specific fatigue on peak isokinetic torque production of the knee flexors and extensors. *Am J Sports Med.* 2008;36:1403–9. doi:10.1177/0363546508314413.
94. Small K, McNaughton L, Greig M, Lovell R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport.* 2010;13:120–5. doi:10.1016/j.jsams.2008.08.005.
95. de Abreu Camarda, Sérgio Ricardo, Denadai BS. Does muscle imbalance affect fatigue after soccer specific intermittent protocol? *J Sci Med Sport.* 2012;15:355–60. doi:10.1016/j.jsams.2011.11.257.
96. Greco CC, da Silva WL, Camarda SRA, Denadai BS. Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2013;33:18–23. doi:10.1111/j.1475-097X.2012.01160.x.
97. Pinto MD, Blazevich AJ, Andersen LL, Mil-Homens P, Pinto RS. Hamstring-to-quadriceps fatigue ratio offers new and different muscle function information than the conventional non-fatigued ratio. *Scand J Med Sci Sports.* 2017;28:282–93. doi:10.1111/sms.12891.
98. Grazioli R, Lopez P, Andersen LL, Machado CL, Pinto MD, Cadore EL, Pinto RS. Hamstring rate of torque development is more affected than maximal voluntary contraction after a professional soccer match. *Eur J Sport Sci* 2019. doi:10.1080/17461391.2019.1620863.
99. Delextrat A, Baker J, Cohen DD, Clarke ND. Effect of a simulated soccer match on the functional hamstrings-to-quadriceps ratio in amateur female players. *Scand J Med Sci Sports.* 2013;23:478–86. doi:10.1111/j.1600-0838.2011.01415.x.
100. Behan FP, Willis S, Pain MTG, Folland JP. Effects of football simulated fatigue on neuromuscular function and whole-body response to disturbances in balance. *Scand J Med Sci Sports.* 2018;28:2547–57. doi:10.1111/sms.13261.

101. Kawabata Y, Senda M, Oka T, Yagata Y, Takahara Y, Nagashima H, Inoue H. Measurement of fatigue in knee flexor and extensor muscles. *Acta Med Okayama*. 2000;54:85–90. doi:10.18926/AMO/32290.
102. Behan FP, Maden-Wilkinson TM, Pain MTG, Folland JP. Sex differences in muscle morphology of the knee flexors and knee extensors. *PLoS ONE*. 2018;13:e0190903. doi:10.1371/journal.pone.0190903.
103. Mastroianni AC, Faden RR, Federman DD. Women and health research: Ethical and legal issues of including women in clinical studies. Washington, D.C.: National Academy Press; 1994.
104. Senefeld J, Yoon T, Bement MH, Hunter SK. Fatigue and recovery from dynamic contractions in men and women differ for arm and leg muscles. *Muscle Nerve*. 2013;48:436–9. doi:10.1002/mus.23836.
105. Maughan RJ, Harmon M, Leiper JB, Sale D, Delman A. Endurance capacity of untrained males and females in isometric and dynamic muscular contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1986;55:395–400. doi:10.1007/BF00422739.
106. Yoon T, Doyel R, Widule C, Hunter SK. Sex differences with aging in the fatigability of dynamic contractions. *Exp Gerontol*. 2015;70:1–10. doi:10.1016/j.exger.2015.07.001.
107. Morawetz D, Blank C, Koller A, Arvandi M, Siebert U, Schobersberger W. Sex-Related Differences After a Single Bout of Maximal Eccentric Exercise in Response to Acute Effects: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2019. doi:10.1519/JSC.0000000000002867.
108. El-Ashker S, Allardyce JM, Carson BP. Sex-related differences in joint-angle-specific hamstring-to-quadriceps function following fatigue. *Eur J Sport Sci*. 2019;19:1053–61. doi:10.1080/17461391.2019.1574904.
109. ElNagar YO. Sex differences in the functional hamstring to quadriceps ratio and neuromuscular performance.
110. Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003;35:1381–95. doi:10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB.
111. Araujo Ribeiro Alvares JB de, Rodrigues R, Azevedo Franke R de, da Silva BGC, Pinto RS, Vaz MA, Baroni BM. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Phys Ther Sport*. 2015;16:59–65. doi:10.1016/j.ptsp.2014.04.004.
112. Chamorro C, Armijo-Olivo S, La Fuente C de, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. *Open Med (Wars)*. 2017;12:359–75. doi:10.1515/med-2017-0052.
113. Baltzopoulos V, Brodie DA. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sports Med*. 1989;8:101–16. doi:10.2165/00007256-198908020-00003.
114. Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1982;14:377–81.

115. Cho H-C, Abe S. Is two-tailed testing for directional research hypotheses tests legitimate? *Journal of Business Research*. 2013;66:1261–6. doi:10.1016/j.jbusres.2012.02.023.
116. Lakens D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front. Psychol*. 2013;4:863. doi:10.3389/fpsyg.2013.00863.
117. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Erlbaum; 1988.
118. Gomes M, Santos P, Correia P, Pezarat-Correia P, Mendonca GV. Sex differences in muscle fatigue following isokinetic muscle contractions. *Sci Rep*. 2021;11:8141. doi:10.1038/s41598-021-87443-0.
119. Senefeld J, Pereira HM, Elliott N, Yoon T, Hunter SK. Sex Differences in Mechanisms of Recovery after Isometric and Dynamic Fatiguing Tasks. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50:1070–83. doi:10.1249/MSS.0000000000001537.
120. Yensen C, Matar W, Renaud J-M. K+-induced twitch potentiation is not due to longer action potential. *Am J Physiol, Cell Physiol*. 2002;283:C169-77. doi:10.1152/ajpcell.00549.2001.
121. Lynch NA, Metter EJ, Lindle RS, Fozard JL, Tobin JD, Roy TA, et al. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. *J Appl Physiol*. 1999;86:188–94. doi:10.1152/jappl.1999.86.1.188.
122. Akima H, Kano Y, Enomoto Y, Ishizu M, Okada M, Oishi Y, et al. Muscle function in 164 men and women aged 20–84 yr. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33:220–6. doi:10.1097/00005768-200102000-00008.
123. Lindle RS, Metter EJ, Lynch NA, Fleg JL, Fozard JL, Tobin J, et al. Age and gender comparisons of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 yr. *J Appl Physiol*. 1997;83:1581–7. doi:10.1152/jappl.1997.83.5.1581.
124. Katsiaras A, Newman AB, Kriska A, Brach J, Krishnaswami S, Feingold E, et al. Skeletal muscle fatigue, strength, and quality in the elderly: the Health ABC Study. *J Appl Physiol*. 2005;99:210–6. doi:10.1152/japplphysiol.01276.2004.
125. Pincivero DM, Gandaio CMB, Ito Y. Gender-specific knee extensor torque, flexor torque, and muscle fatigue responses during maximal effort contractions. *Eur. J. Appl. Physiol*. 2003;89:134–41. doi:10.1007/s00421-002-0739-5.
126. Ste Croix MBA de, Deighan MA, Ratel S, Armstrong N. Age- and sex-associated differences in isokinetic knee muscle endurance between young children and adults. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2009;34:725–31. doi:10.1139/H09-064.
127. Metcalf E, Hagstrom AD, Marshall PW. Trained females exhibit less fatigability than trained males after a heavy knee extensor resistance exercise session. *Eur. J. Appl. Physiol*. 2019;119:181–90. doi:10.1007/s00421-018-4013-x.
128. Martin PG, Rattey J. Central fatigue explains sex differences in muscle fatigue and contralateral cross-over effects of maximal contractions. *Pflugers Arch*. 2007;454:957–69. doi:10.1007/s00424-007-0243-1.
129. Lee A, Baxter J, Eischer C, Gage M, Hunter S, Yoon T. Sex differences in neuromuscular function after repeated eccentric contractions of the knee extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol*. 2017;117:1119–30. doi:10.1007/s00421-017-3599-8.

130. Parker BA, Smithmyer SL, Pelberg JA, Mishkin AD, Herr MD, Proctor DN. Sex differences in leg vasodilation during graded knee extensor exercise in young adults. *J Appl Physiol.* 2007;103:1583–91. doi:10.1152/japplphysiol.00662.2007.
131. Marshall PW, Metcalf E, Hagstrom AD, Cross R, Siegler JC, Enoka RM. Changes in Fatigue Are the Same for Trained Men and Women after Resistance Exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2020;52:196–204. doi:10.1249/MSS.0000000000002103.
132. Blackburn JT, Norcross MF, Padua DA. Influences of hamstring stiffness and strength on anterior knee joint stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26:278–83. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.10.002.
133. Blackburn JT, Bell DR, Norcross MF, Hudson JD, Engstrom LA. Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:e362-9. doi:10.1016/j.jelekin.2008.08.005.
134. Piponnier E, Ratel S, Chalchat E, Jagot K, Bontemps B, Julian V, et al. Plantar flexor muscle-tendon unit length and stiffness do not influence neuromuscular fatigue in boys and men. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2020;120:653–64. doi:10.1007/s00421-020-04305-9.
135. Portero R, Quaine F, Cahouet V, Léouffre M, Servièrre C, Portero P. Influence of Cervical Muscle Fatigue on Musculo-Tendinous Stiffness of the Head-Neck Segment during Cervical Flexion. *PLoS ONE.* 2015;10:e0139333. doi:10.1371/journal.pone.0139333.
136. Conchola EC, Thiele RM, Palmer TB, Smith DB, Thompson BJ. Effects of neuromuscular fatigue on electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young men and women. *Muscle Nerve.* 2015;52:844–51. doi:10.1002/mus.24598.
137. Friemert B, Franke S, Gollhofer A, Claes L, Faist M. Group I afferent pathway contributes to functional knee stability. *J Neurophysiol.* 2010;103:616–22. doi:10.1152/jn.00172.2009.
138. Melnyk M, Gollhofer A. Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:525–32. doi:10.1007/s00167-006-0226-3.

Anhang

Probandeninformation zur Studie:

Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband,

herzlichen Dank für Ihr Interesse an der oben genannten Studie. Ihr Untersuchungsleiter hat Sie über die Verwendung der eingesetzten Geräte informiert und lädt Sie ein, an der oben genannten Studie teilzunehmen. Bevor Sie sich entscheiden, ist es für Sie wichtig zu verstehen, was diese Studie beinhaltet und warum diese durchgeführt wird. Bitte nehmen Sie sich genügend Zeit, um diese Information sorgfältig zu lesen und zögern Sie nicht, evtl. verbleibende Fragen zu besprechen.

Die Teilnahme an dieser Studie ist freiwillig und kann jederzeit ohne Angabe von Gründen durch Sie beendet werden.

Bitte unterschreiben Sie die Einwilligungserklärung nur,

- wenn Sie Art und Ablauf der Studie vollständig verstanden haben
- wenn Sie bereit sind der Teilnahme zuzustimmen
- wenn Sie sich über Ihre Rechte als Teilnehmer an dieser Studie im Klaren sind.

Diese Studie, die Probandeninformation und Einwilligungserklärung wurden von der zuständigen Ethikkommission geprüft und genehmigt.

Orthopädische Klinik und Poliklinik

Direktor:
Prof. Dr. med. habil.
Wolfram Mittelmeier
wolfram.mittelmeier@med.uni-rostock.de

Sitz: Doberaner Straße 142
D-18057 Rostock

Telefon: +49 381 494-9301
Telefax: +49 381 494-9303



Zertifiziertes EndoProthetikZentrum
der Maximalversorgung
nach DIN EN ISO 9001:2008
www.ouk.med.uni-rostock.de

Was ist das Ziel dieser Studie?

Im Rahmen dieser Studie wird das Kraftverhältnis zwischen dem Beinbeuger und –strecker vor und nach Ermüdung untersucht. In einem Geschlechtervergleich soll evaluiert werden, ob und inwieweit hierbei Unterschiede zwischen Männern und Frauen bestehen.

Ablauf der Studie

1. Zu Beginn der Untersuchung werden Sie auf einem Kraftmessgerät positioniert. Zur Erfassung der Muskelaktivität werden Elektroden auf den relevanten Muskeln des Oberschenkels appliziert.
2. Nach Abschluss der Vorbereitungen wird der Femoralnerv (*N. femoralis*), der oberflächlich in der Leistenbeuge verläuft, mittels einer Stabelektrode lokalisiert und mit geringer Stromstärke elektrisch stimuliert (oberflächlich, nicht invasiv).
3. Es folgen Messungen zur Bestimmung der maximalen Kraft der Oberschenkelmuskulatur.
4. Anschließend wird die Oberschenkelmuskulatur durch mehrfach wiederholtes Strecken und Beugen zur Ermüdung gebracht.
5. Nach Durchführung des Ermüdungsprotokolls folgen weitere Messungen der Maximalkraft.

Alle erhobenen Daten werden anonymisiert verwendet, so dass kein offensichtlicher Rückschluss auf eine Person möglich ist.

Mögliche Risiken und Nachteile

Es handelt sich bei allen oben aufgeführten Untersuchungen um nicht-invasive Untersuchungen. Somit sind keine gesundheitlichen Nachteile für Sie zu erwarten. Um Verletzungen und Unfälle zu vermeiden, ist es notwendig den Anweisungen des Personals unbedingt Folge zu leisten. Alle Fragen in Bezug auf Krankheiten, Gesundheitszustand und Medikamenteneinnahme sind wahrheitsgemäß zu beantworten. Auch bei regelgerechter Testdurchführung kann es zu unvorhergesehenen Ereignissen und Zwischenfällen kommen. Das Auftreten unproblematischer Hautreizungen durch die Anbringung von Elektroden und die Befestigung der Sensoren mittels Klebepflaster auf der Haut ist nicht mit endgültiger Sicherheit auszuschließen. Als Folge der ermüdenden Muskelkontraktionen ist ein leichter Muskelschmerz (Muskelkater) zu erwarten. Bei Auftreten von Beschwerden besteht für Sie jederzeit die Möglichkeit des Abbruches der Untersuchung.

Nutzen der Studie

Die hierbei gewonnenen Daten liefern detaillierte Erkenntnisse über den Einfluss des Geschlechts auf die Veränderungen der Kraftverhältnisse von Beinbeuger und –strecker nach Ermüdung.

Vorzeitige Beendigung der Studie

Sie können jeder Zeit, auch ohne Angabe von Gründen, Ihre Teilnahme ablehnen oder widerrufen und aus der Studie ausscheiden, ohne dass Ihnen dadurch Nachteile entstehen. Ihr Untersucher wird Sie über alle neuen Erkenntnisse, die in Bezug mit dieser Studie bekannt werden, und für Sie wichtig sein könnten, umgehend informieren.

Verwendung der gesammelten Daten

Sofern gesetzlich nicht etwas anderes vorgesehen ist, haben nur der Studienleiter, der Studienarzt und dessen Mitarbeiter, Zugang zu den vertraulichen Daten, in denen Sie namentlich genannt werden. Diese Personen unterliegen der Schweigepflicht. Die Weitergabe der Daten erfolgt ausschließlich zu statistischen Zwecken und Sie werden ausnahmslos nicht namentlich darin genannt. Auch in etwaigen Veröffentlichungen der Daten dieser Studie werden Sie nicht namentlich genannt.

Kosten

Für die Teilnahme an dieser Studie wird keine finanzielle Vergütung gezahlt.

Weitere Fragen

Für weitere Fragen im Zusammenhang mit dieser Studie stehen Ihr Studienarzt und seine Mitarbeiter gern zur Verfügung. Auch Fragen, die Ihre Rechte als Proband und Teilnehmer an dieser Studie betreffen, werden Ihnen gerne beantwortet.

Ort, Datum

Unterschrift des Untersuchungsleiters

Unterschrift des Probanden

Probandeneinwilligungserklärung zur Studie:

Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern

Orthopädische Klinik und Poliklinik

Direktor:
Prof. Dr. med. habil.
Wolfram Mittelmeier
wolfram.mittelmeier@med.uni-rostock.de

Sitz: Doberaner Straße 142
D-18057 Rostock

Telefon: +49 381 494-9301
Telefax: +49 381 494-9303



Zertifiziertes EndoProthetikZentrum
der Maximalversorgung
nach DIN EN ISO 9001:2008

www.ouk.med.uni-rostock.de

Ich bestätige mein Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, wie sie mir von _____ erklärt wurde. Ich bestätige, dass ich Gelegenheit hatte, alle meine Fragen zur Teilnahme an der Studie zu stellen und dass alle Fragen zu meiner Zufriedenheit verständlich beantwortet wurden. Ich bestätige außerdem, dass ich die Gelegenheit hatte, die Patienteninformation mit Angehörigen und/oder Personen meines Vertrauens zu besprechen.

Ich weiß, dass die Teilnahme an der Studie freiwillig ist.

Mir ist bekannt, dass ich die Studie jederzeit abbrechen kann, sobald ich dies möchte. Ebenso weiß ich, dass der Untersuchungsleiter die Studie beenden kann.

Mir ist bekannt, dass ich medizinische Behandlungen bei Ärzten, insbesondere solche, die mit dem Bewegungsapparat in Zusammenhang stehen, meinem Untersuchungsleiter mitteile.

Ich erkläre mich bereit, mich zu Nachuntersuchungen einzufinden.

Datenschutzrechtliche Erklärung

(§ 40 Abs.1, Satz 2 und Abs. 2, AMG)

- Mir ist bekannt, dass meine persönlichen Daten in anonymisierter Form gespeichert werden. Mir wurde versichert, dass dabei die Grundsätze des Datenschutzes beachtet werden, d. h. meine personenbezogenen Daten vertraulich behandelt und nicht an andere als die nachfolgend genannten Personen und Stellen weitergegeben werden.
- Ich erkläre mich damit einverstanden, dass ich mit der Weitergabe der im Rahmen dieser Studie erfolgten Aufzeichnung meiner Krankheitsdaten zur Überprüfung an die zuständigen Überwachungsbehörden oder die zuständige Bundesoberbehörde einverstanden bin.
- Ich gestatte hiermit, dass die zuständigen Aufsichtsbehörden unter Wahrung der ihnen auferlegten Schweigepflicht Einblick in meine personenbezogenen Krankenakten am Ort der Studie nehmen können. Dies geschieht, um zu gewährleisten, dass alle studienbezogenen Daten korrekt und vollständig erfasst worden sind.
- Die Einwilligung zur Erhebung und Verarbeitung meiner personenbezogenen Daten, ist unwiderruflich. Ich bin bereits darüber aufgeklärt worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an Studie beenden kann. Im Fall eines solchen Widerrufs meiner Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, erkläre ich mich damit einverstanden, dass die bis zu diesem Zeitpunkt gespeicherten Daten ohne Namensnennung weiterhin verwendet werden dürfen, soweit dies erforderlich ist, um
 - a) sicherzustellen, dass meine schutzwürdigen Interessen nicht beeinträchtigt werden,
 - b) der Pflicht zur Vorlage vollständiger Zulassungsunterlagen zu genügen.
- Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Studie mindestens zehn Jahre aufbewahrt werden, wie es die Vorschriften über die Studie bestimmen. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht, soweit nicht gesetzliche, satzungsmäßige oder vertragliche Aufbewahrungsfristen entgegenstehen.
- Schließlich erkläre ich auch mein Einverständnis für die wissenschaftliche Veröffentlichung der Forschungsergebnisse unter Beachtung der datenschutzrechtlichen Bestimmungen.

Name des Probanden	Unterschrift des Probanden	Datum der Unterschrift*
Name des Untersuchungsleiters	Unterschrift des Untersuchungsleiters	Datum der Unterschrift
Name eines Zeugen (optional)	Unterschrift des Zeugen (optional)	Datum der Unterschrift

*Das Datum muss vom Probanden eigenhändig ausgefüllt werden.

Abb. 11. Probandeneinwilligungserklärung zur Studie: Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern. Abkürzungen und Symbole: §: Paragraph; Abs.: Absatz; d. h.: das heißt

Fragebogen zur Studie

**„Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio
bei Männern und Frauen“**

Name, Vorname: _____

Geburtsdatum: _____ Telefonnummer: _____

E-Mail-Adresse: _____

1. Mein dominantes Bein (mit dem ich einen Ball schießen würde) ist:

☐ das rechte Bein ☐ das linke Bein

2. Im Moment sind meine beiden Beine unverletzt und in keiner Weise beeinträchtigt

☐ Ja ☐ NeinWenn nein, welches Bein? ☐ das rechte Bein ☐ das linke Bein ☐ beide Beine
und

In welcher Weise? _____

3. In der Vergangenheit hatte ich bereits Verletzungen oder Operationen an meinen Beinen

☐ Ja ☐ NeinWenn ja, welches Bein? ☐ das rechte Bein ☐ das linke Bein
und

welche Verletzungen oder Operationen und in welchem Jahr? _____

4. Ich habe in meinem Leben schon einmal systematisch trainiert. Das heißt, in einer Sportart für mindestens ein Jahr, mindestens dreimal die Woche trainiert zu haben.

☐ Ja ☐ Nein

Wenn ja, wie lange? _____ Jahre

und

in welcher Sportart/Disziplin: _____

und

wie lange ist das her? _____

INTERNATIONAL PHYSICAL ACTIVITY QUESTIONNAIRE

Wir sind daran interessiert herauszufinden welche Arten von körperlichen Aktivitäten Menschen in ihrem alltäglichen Leben vollziehen. Die Befragung bezieht sich auf die Zeit die Sie während der **letzten 7 Tage** in körperlicher Aktivität verbracht haben. Bitte beantworten Sie alle Fragen (auch wenn Sie sich selbst nicht als aktive Person ansehen). Bitte berücksichtigen Sie die Aktivitäten im Rahmen Ihrer Arbeit, in Haus und Garten, um von einem Ort zum anderen zu kommen und in Ihrer Freizeit für Erholung, Leibesübungen und Sport.

Denken Sie an all Ihre **anstrengenden** und **moderaten** Aktivitäten in den **vergangenen 7 Tagen**. **Anstrengende** Aktivitäten bezeichnen Aktivitäten die starke körperliche Anstrengungen erfordern und bei denen Sie deutlich stärker atmen als normal. **Moderate** Aktivitäten bezeichnen Aktivitäten mit moderater körperlicher Anstrengung bei denen Sie ein wenig stärker atmen als normal.

TEIL 1: KÖRPERLICHE AKTIVITÄT AM ARBEITSPLATZ

Im ersten Abschnitt geht es um Ihre Arbeit. Das beinhaltet bezahlte Arbeit, Landwirtschaft, freiwillige Tätigkeiten, Seminare und alle anderen unbezahlten Tätigkeiten die Sie außerhalb von zuhause verrichtet haben. Geben Sie hier keine unbezahlten Tätigkeiten an die Sie zuhause verrichtet haben, wie Arbeiten in Haus und Garten, anfallende Instandhaltungsarbeiten und Sorgen für die Familie. Dies wird in Abschnitt 3 befragt.

1. Haben Sie momentan einen Job oder verrichten Sie irgendwelche unbezahlte Arbeiten außerhalb von zuhause?

☐ Ja ☐ Nein → **Springen Sie weiter zu Teil 2: BEFÖRDERUNG**

Die folgenden Fragen sind über die körperliche Aktivität in den **vergangenen 7 Tagen** im Rahmen Ihrer bezahlten und unbezahlten Arbeit. Dies beinhaltet keine Wegstrecken zur oder von der Arbeit.

2. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie anstrengende körperliche Aktivitäten wie schweres Heben, Graben, schwere Bauarbeit oder Stiegensteigen **im Rahmen Ihrer Arbeit** verrichtet? Denken Sie dabei nur an körperliche Aktivitäten die Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung verrichtet haben.

_____ Tage pro Woche

☐ Keine anstrengenden körperlichen Aktivitäten im Rahmen der Arbeit → **Springen Sie weiter zu Frage 4**

3. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **anstrengender** körperlicher Aktivität im Rahmen ihrer Arbeit verbracht?

_____ Stunden pro Tag

_____ Minuten pro Tag

4. Denken Sie erneut nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie moderate körperliche Aktivitäten wie Tragen leichter Lasten **im Rahmen Ihrer Arbeit** verrichtet? Fußwegstrecken bitte nicht mit einbeziehen.

_____ **Tage pro Woche**

- ☐ Keine moderaten körperlichen Aktivitäten im Rahmen der Arbeit →
Springen Sie weiter zu Frage 6

5. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit moderater körperlicher Aktivität im Rahmen Ihrer Arbeit verbracht?

_____ **Stunden pro Tag**

_____ **Minuten pro Tag**

6. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie **Fußwegstrecken** von mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung im Rahmen Ihrer Arbeit zurückgelegt? Bitte keine Wegstrecken zur oder von der Arbeit mit einbeziehen.

_____ **Tage pro Woche**

- ☐ Keine Fußwegstrecken im Rahmen der Arbeit →
Springen Sie weiter zu Teil 2: BEFÖRDERUNG

7. Wie viel Zeit haben Sie an einem dieser Tage für gewöhnlich mit **Wegstrecken** im Rahmen Ihrer Arbeit verbracht?

_____ **Stunden pro Tag**

_____ **Minuten pro Tag**

Teil 2: KÖRPERLICHE AKTIVITÄT ZUR BEFÖRDERUNG

In diesen Fragen geht es um die Fortbewegungen von einem Ort zum anderen, wie die Wege zu Arbeit, Geschäften, Kino, usw.

8. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** sind Sie mit einem **motorisierten Verkehrsmittel** wie Zug, Bus, Auto oder Straßenbahn **gefahren**?

_____ **Tage pro Woche**

- ☐ Keine Fahrten in motorisierten Verkehrsmitteln →
Springen Sie weiter zu Frage 10

9. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **Fahrten** in Zug, Bus, Auto, Straßenbahn oder irgendeinem motorisierten Verkehrsmittel verbracht?

_____ **Stunden pro Tag**

_____ **Minuten pro Tag**

Denken Sie jetzt nur an das **Fahrradfahren** und **zu Fuß Gehen**, bei dem Sie für Wege zur und von der Arbeit, für Botenwege, sowie für Wegstrecken um von einem Ort zum anderen zurückgelegt haben.

10. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** sind Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung **fahrradgefahren** um **von einem Ort zum anderen** zu gelangen?

_____ **Tage pro Woche**

- ☐ Kein Fahrradfahren von einem Ort zum anderen →
Springen Sie weiter zu Frage 12

11. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage für das **Fahrradfahren** von einem Ort zum anderen verwendet?

_____ **Stunden pro Tag**

_____ **Minuten pro Tag**

12. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** sind Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung **zu Fuß gegangen** um **von einem Ort zum anderen** zu gelangen?

_____ **Tage pro Woche**

- ☐ Kein zu Fuß gehen von einem Ort zum anderen → **Springen Sie weiter zu Teil 3:
HAUSARBEIT, HAUSINSTANDHALTUNG UND SORGEN FÜR DIE FAMILIE**

13. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage für das **zu Fuß Gehen** von einem Ort zum anderen verwendet?

_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

TEIL 3: HAUSARBEIT, HAUSINSTANDHALTUNG UND SORGEN FÜR DIE FAMILIE

In diesem Abschnitt geht es um körperliche Aktivitäten die Sie in den **vergangen 7 Tagen** in und um ihr Haus verrichtet haben, wie Hausarbeit, Arbeiten in Hof und Garten, Instandhaltungsarbeiten und Sorgen für die Familie.

14. Denken Sie nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie anstrengende körperliche Aktivitäten wie Tragen schwerer Lasten, Holzhaken, Schneeschaufeln oder Graben **im Hof oder im Garten** verrichtet?

_____ **Tage pro Woche**

- ☐ Keine anstrengenden körperlichen Aktivitäten im Hof oder im Garten →
Springen Sie weiter zu Frage 16

15. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **anstrengender** Aktivität in Garten und Hof verbracht?

_____ Stunden pro Tag _____ Minuten pro Tag

16. Denken Sie erneut nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie moderate Aktivitäten wie Tragen leichter Lasten, Fegen, Fensterputzen und Rechen **im Hof oder im Garten** verrichtet?

_____ Tage pro Woche

☐ Keine moderate Aktivität im Garten oder im Hof → **Springen Sie weiter zu Frage 18**

17. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **moderater** körperlicher Aktivität im Garten oder im Hof verbracht?

_____ Stunden pro Tag _____ Minuten pro Tag

18. Denken Sie erneut nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie moderate Aktivitäten wie Tragen leichter Lasten, Fensterputzen, Bodenaufwaschen und Fegen **zu Hause** verrichtet?

_____ Tage pro Woche

☐ Keine moderaten Aktivitäten zu Hause → **Springen Sie weiter zu Teil 4:
KÖRPERLICHE AKTIVITÄTEN IN ERHOLUNG, SPORT UND FREIZEIT**

19. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **moderaten** körperlichen Aktivitäten zu Hause verbracht?

_____ Stunden pro Tag _____ Minuten pro Tag

TEIL 4: KÖRPERLICHE AKTIVITÄTEN IN ERHOLUNG; SPORT UND FREIZEIT

In diesem Abschnitt geht es um alle körperlichen Aktivitäten die Sie in den **vergangenen 7 Tagen** ausschließlich in Erholung, Sport, Leibesübungen und Freizeit verrichtet haben. Bitte keine Aktivitäten mit einbeziehen die Sie bereits angegeben haben.

20. Ohne die Fußwege die Sie bereits genannt haben, an wie vielen der **vergangenen 7 Tage** sind Sie in ihrer **Freizeit** für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung **zu Fuß** gegangen?

_____ Tage pro Woche

☐ Kein zu Fuß gehen in der Freizeit → **Springen Sie weiter zu Frage 22**

21. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **zu Fuß Gehen** in ihrer Freizeit verbracht?

_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

22. Denken sie nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben Sie **anstrengende** körperliche Aktivitäten wie Aerobic, Laufen, schnelles Fahrradfahren oder schnelles Schwimmen in ihrer **Freizeit** verrichtet?

_____ **Tage pro Woche**

☐ Keine anstrengenden Aktivitäten in der Freizeit → **Springen Sie weiter zu Frage 24**

23. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **anstrengender** körperlicher Aktivität in ihrer Freizeit verbracht?

_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

24. Denken Sie erneut nur an die körperlichen Aktivitäten die Sie für mindestens 10 Minuten ohne Unterbrechung verrichtet haben. An wie vielen der **vergangenen 7 Tage** haben sie **moderate** körperliche Aktivitäten wie Fahrradfahren bei gewöhnlicher Geschwindigkeit, Schwimmen bei gewöhnlicher Geschwindigkeit und Doppel-Tennis in ihrer **Freizeit** verrichtet?

_____ **Tage pro Woche**

☐ Keine moderaten Aktivitäten in der Freizeit → **Springen Sie weiter zu Teil 5:
IM SITZEN VERBRACHTE ZEIT**

25. Wie viel Zeit haben Sie für gewöhnlich an einem dieser Tage mit **moderater** körperlicher Aktivität in ihrer Freizeit verbracht?

_____ **Stunden pro Tag** _____ **Minuten pro Tag**

TEIL 5: IM SITZEN VERBRACHTE ZEIT

Bei den letzten Fragen geht es um die Zeit die Sie bei der Arbeit, zuhause, bei Seminaren und in der Freizeit in Sitzen verbracht haben. Dies kann Zeit beinhalten wie Sitzen am Schreibtisch, Besuchen von Freunden und vor dem Fernseher sitzen oder liegen. Keine Zeit für Sitzen in einem motorisierten Verkehrsmittel mit einbeziehen von der Sie mir bereits erzählt haben.

26. Wie viel Zeit haben Sie in den vergangenen 7 Tagen mit Sitzen an Wochentagen verbracht?

_____ Stunden pro Tag

_____ Minuten pro Tag

27. Wie viel Zeit haben Sie an den vergangenen 7 Tagen mit Sitzen an Wochenendtagen verbracht?

_____ Stunden pro Tag

_____ Minuten pro Tag

Das ist das Ende der Befragung, danke für Ihre Teilnahme.

LONG LAST 7 DAYS SELF-ADMINISTERED version of the IPAQ. Revised October 2002.

Abb. 12. Fragebogen zur Studie: Einfluss von Ermüdung auf die Hamstring/Quadriceps-Ratio bei Frauen und Männern.

Tab. 4. Studienergebnisse zu interventionsbedingten Abnahmen des Parameters iMVT des M. quadriceps femoris (CH_QiMVT) im Vergleich zu anderen Muskelgruppen bei Frauen und Männern bei dynamischer Intervention auf dem Dynamometer.

Autoren	Ermüdungsprotokoll						Ergebnisse		
	Muskelgruppe	Arbeitsweise		Belastungsintensität	Kontraktionsgeschwindigkeit	Kontraktionsdauer	Parameter	Veränderung Prä → Post	Interpretation
		Kon.	Exz.						
Pincivero et al. (2003)	M. quadriceps femoris	x		Maximal	180°/s	1 Serie mit reziprok je Muskelgruppe 30 Wdh.	Fatigue Index	♀: - 33.52 % ♂: - 39.35 %	♂ ermüden stärker als ♀
	Hamstring-Muskulatur	x						♀: 31.69 % ♂: 39.86 %	♂ ermüden stärker als ♀
Katsiaras et al. (2005)	M. quadriceps femoris	x		Maximal	180°/s	1 Serie mit reziprok je Muskelgruppe 30 Wdh.	Fatigue Index	♀: 100 - 66,9 % ♂: 100 - 70,4 %	♀ ermüden stärker als ♂
	Hamstring-Muskulatur	x						♀: 100 - 64,9 % ♂: 100 - 67,9 %	♀ ermüden stärker als ♂
De Ste Croix (2009)	M. quadriceps femoris	x		Maximal	90°/s	1 Serie mit reziprok je Muskelgruppe 50 Wdh.	Fatigue Index	♀: 59 % ♂: 60 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
	Hamstring-Muskulatur	x						♀: 62 % ♂: 67 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
Senefeld et al. (2013)	M. quadriceps femoris	x		20 % von QiMVT	Maximal, passive Rückführung	3 Serien mit je 30 Wdh.	CH_QiMVT	♀: - 10 % ♂: - 18 %	♂ ermüden stärker als ♀
	Ellenbogenbeuger			20 % von EiMVT			CH_EiMVT	♀: - 29 % ♂: - 29 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
Yoon et al. (2015)	Ellenbogenbeuger	x	x	20 % von EiMVT	60°/s, reziprok	Belastungsabbruch bei Fehlleistung	TTF	♀: 9.7 min ♂: 6.1 min	♂ ermüden stärker als ♀
							CH_EiMVT	♀: - 30.1 % ♂: - 30.1 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
Minahan et al. (2015)	M. quadriceps femoris		x	Maximal	30°/s, passive Rückführung	24 Serien mit je 10 Wdh.	CH_QiMVT	♀: - 10 % ♂: - 10 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark

Hicks et al. (2016)	M. quadriceps femoris		x	Maximal in Exzentrik, Submaximal in Konzentrik	Exzentrik: 30°/s Konzentrik: 60°/s	6 Serien mit je 12 Wdh.	CH_QiMVT	♀: - 27.1 % ♂: -22.5 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
Lee et al. (2017)	M. quadriceps femoris		x	Maximal	60°/s, passive Rückführung	5 Serien mit je 30 Wdh.	CH_QiMVT	♀: - 38.1 % ♂: - 40.7 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
Fujisawa et al. (2017)	M. quadriceps femoris	x		Maximal	180°/s, reziprok	1 Serie mit 32 Wdh.	FI	♀: 21,95 % ♂: 30,38 %	♂ ermüden stärker als ♀
Senefeld et al. (2018)	M. quadriceps femoris	x		20 % von QiMVT	maximal, passive Rückführung	1 Serie mit 120 Wdh.	CH_QiMVT	♀: - 23.1% ♂: - 35.0%	♂ ermüden stärker als ♀
Gomes et al. von 2021	M. quadriceps femoris	x		Maximal	60°/s, passive Rückführung	1 Serie mit 30 Wdh.	CH_QiMVT	♀: - 27.2 % ♂: - 24.8 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
					180°/s, passive Rückführung			♀: - 18.8 % ♂: - 15.2 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
					300°/s, passive Rückführung			♀: - 18.4 % ♂: - 12.9 %	♀ ermüden stärker als ♂

Abkürzungen: kon.: konzentrisch, exz.: exzentrisch, iso: isometrisch, Prä: Prätest, Post: Posttest, ♂: Männer, ♀: Frauen, °/s: Winkelgrad pro Sekunde, %: Prozent, QiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) des M. quadriceps femoris, EiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Ellenbogenbeuger, Wdh.: Wiederholungen, CH: prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest, TTF: Zeit beim Belastungsabbruch (time to task failure), QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris, HiMVT: isometrisches maximales willkürliches Drehmoment (isometric maximal voluntary torque) der Mm. Ischiocrurales, HRTD: Explosivkraft (rate of torque development) der Mm. Ischiocrurales, H/Q: Harmstring/Quadriceps-Ratio.

Tab. 5. Studienergebnisse zu interventionsbedingten prozentualen Abnahmen des Parameters RTD des M. quadriceps femoris (CH_QRTD) bei Frauen und Männern bei dynamischer Intervention auf dem Dynamometer.

Autoren	Muskel- gruppe	Ermüdungsprotokoll					Ergebnisse		
		Arbeitsweise		Belastungsintensität	Kontraktions- geschwindig- keit	Kontraktions- dauer	Parameter	Veränderung Prä → Post	Interpretation
		Kon.	Exz.						
Metcalf et al. (2019)	M. quadriceps femoris	x		1 Serie mit 10 Wdh. bei 60 %, 2 Serien, je 5 Wdh. bei 80 % 1 Serie mit 5 Wdh. bei 85 % 1 Serie mit 3 Wdh. bei 87,5 % 1 Serie mit 2 Wdh. bei 90 % 2 Serien bis Task failure: bei 80 % ROM nicht geschafft.	Maximal explosiv, passive Rückführung in 1,5 – 2 s	8 Serien mit unterschiedlicher Wiederholungszahl 1,5 – 2 min. Serienpausen	CH_QRTD	♀: keine Veränderung ♂: -26.3 bis 36.4%	♂ ermüden stärker als ♀
Gomes et al. von 2021	M. quadriceps femoris	x		Maximal	60°/s, passive Rückführung	1 Serie mit 30 Wdh.	CH_QRTD	♀: -39,3 % ♂: -41,8 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
					180°/s, passive Rückführung			♀: -26,5 % ♂: -22,3 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark
					300°/s, passive Rückführung			♀: -12,6 % ♂: -15,8 %	♀ und ♂ ermüden gleich stark

Abkürzungen: kon: konzentrisch, exz: exzentrisch, Prä: Prätest, Post: Posttest, ♂: Männer, ♀: Frauen, °/s: Winkelgrad pro Sekunde, %: Prozent, QRTD: Explosivkraft (rate of torque development) des M. quadriceps femoris, Wdh.: Wiederholungen, CH: prozentuale Veränderung vom Prä- zum Posttest, ROM: Bewegungsausmaß (Range of motion), min: Minuten.

