

Dynamische Kniestabilität

-

Ihre Variation unter verschiedenen Belastungen, ihr Zusammenhang mit der Biomechanik des Hüftgelenks und Effekte von Trainingsinterventionen.

Vom Fachbereich Sozialwissenschaften
der Technischen Universität Kaiserslautern
zur Verleihung des akademischen Grades
Doktor der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.)
genehmigte

D i s s e r t a t i o n

vorgelegt von
Christoph Zangerl

Tag der Disputation: Kaiserslautern, 8.6.2020

Dekan: Prof. Dr. Michael Fröhlich

Vorsitzende/r: Prof. Dr. Thomas Schmidt

Gutachter/in: 1. Prof. Dr. Arne Güllich
2. Prof. Dr. Michael Fröhlich

D 386

Juni 2020

Danksagung

Mein Dank gilt meinem Doktorvater, Prof. Dr. Arne Güllich (TU Kaiserslautern), der die grundlegende Idee zu dem Forschungsprojekt hatte und die Arbeit inhaltlich betreute. Arne, herzlichen Dank für das entgegengebrachte Vertrauen, deine Loyalität im universitären Alltag sowie die vielen lehrreichen Jahre im Fachgebiet Sportwissenschaft. Ebenso danke ich Prof. Dr. Michael Fröhlich (TU Kaiserslautern). Erst durch die Möglichkeit, das sportwissenschaftliche Bewegungslabor für das Promotionsprojekt mit allen Ressourcen über große Zeiträume hinweg nutzen zu dürfen, konnte das Projekt realisiert werden. Für die Unterstützung in fachspezifischen Fragestellungen und persönlichen Gesprächen standen die Türen beider Professoren stets offen.

Weiter gilt mein Dank Dr. Walter Rapp (Olympiastützpunkt Freiburg), der mir durch seine ausgewiesene Expertise in der Biomechanik und Trainingswissenschaft eine große Hilfe in der Fertigstellung der Arbeit war.

Ganz besonders möchte ich meinen lieben Kollegen, Freunden und Weggefährten vom Fachgebiet Sportwissenschaft der TU Kaiserslautern danken. Es war neben vielen Herausforderungen im Rahmen des Forschungsprojekts (hier seien vor allem Monika Pauls und Stephan Becker erwähnt) besonders der Zusammenhalt und das zwischenmenschliche Gefüge, das die gemeinsamen Jahre in Lehre und Forschung zu einem sehr wertvollen Lebensabschnitt für mich gemacht haben.

Außerdem danke ich allen studentischen Mitarbeitern, die im Rahmen ihrer eigenen Studienarbeiten maßgeblichen Anteil an dem gesamten Projekt hatten. Ebenfalls ist der sehr hohe und motivierte Zeiteinsatz aller Probanden zu würdigen.

Ein herzlicher Dank gilt meiner Familie und meinem privaten Freundeskreis, die mich in vielfältiger Art und Weise unterstützt haben und zeitweise viel Verständnis aufbringen mussten. Vor allem danke ich meiner Frau Raphaela. Sie verstand es immer wieder, mich zu motivieren und in der Balance zu halten.

„Bewegung ist Leben. Leben ist ein Prozess. Verbessere die Qualität des Prozesses und du verbesserst die Qualität des Lebens selbst.“

(Moshé Feldenkrais)

„Der höchste und schwierigste Berg ist immer derjenige, den wir in uns tragen. Denn letztendlich schaffen wir uns unsere Berge selber und das Verlangen, sie zu bezwingen.“

(Verfasser unbekannt; Gipfelbucheintrag Tödi/Piz Russein, Schweizer Alpen. 23.3.2019)

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	VIII
Tabellenverzeichnis	XIV
Abstract.....	XVII
Zusammenfassung.....	XIX
1 Einleitung	1
2 Forschungsstand und Problemstellung	7
2.1 Grundlagen der funktionellen Kniegelenkstabilität	7
2.1.1 Kinematische und strukturelle Aspekte des Kniegelenks	8
2.1.1.1 Das Femoropatellargelenk.....	9
2.1.1.2 Das Femorotibialgelenk	10
2.1.1.3 Stabilisierende Funktion der ligamentären Strukturen	12
2.1.2 Die neuromuskuläre Kniegelenkskontrolle.....	15
2.1.2.1 Ventrale Oberschenkelmuskulatur.....	17
2.1.2.2 Dorsale Oberschenkelmuskulatur.....	19
2.1.2.3 Die hüftumgebende Muskulatur	21
2.1.3 Zusammenfassung	23
2.2 Einfluss der hüftumgebenden Strukturen auf die Kniegelenkstabilität.....	23
2.2.1 Die mechanische Traglinie des Beins.....	24
2.2.2 Auswirkungen der hüftumgebenden Muskulatur.....	25
2.2.3 Zusammenfassung	30
2.3 Belastung, Beanspruchung und Verletzungen im Kniegelenk	31
2.3.1 Epidemiologie	31
2.3.2 Risikofaktoren schwerer Kniegelenksverletzungen	36
2.3.2.1 Anatomische Risikofaktoren	38

2.3.2.2 Neuromuskuläre Risikofaktoren.....	40
2.3.2.3 Biomechanische Risikofaktoren.....	43
2.3.3 Zusammenfassung	45
2.3.4 Verletzungsmechanismen.....	46
2.3.5 Verletzungsprävention	50
2.3.6 Zusammenfassung	53
2.4 Fragestellung und Hypothesen	54
2.4.1 Variation der dynamischen Kniestabilität unter verschiedenen Belastungen	55
2.4.2 Zusammenhänge zwischen der dynamischen Kniestabilität und bio- mechanischen Aspekten des Hüftgelenks.....	57
2.4.3 Effekte verschiedener Trainingsinterventionen.....	57
3 Untersuchungsmethodik.....	60
3.1 Teilnehmer	60
3.2 Testaufgaben und Trainingsinterventionen.....	62
3.2.1 Testaufgaben	63
3.2.2 Trainingsinterventionen.....	69
3.3 Datenerfassung und Spezifizierung der Messparameter	80
3.3.1 Kinematik	80
3.3.2 Kinetik	87
3.3.3 Neuromuskuläre Aktivierung.....	90
3.3.4 Maximalkraft.....	95
3.4 Statistische Datenverarbeitung	98
4 Ergebnisse	102
4.1 Variation der Knie- und Hüftkinematik, -kinetik und der neuromuskulären Aktivierung bei unterschiedlichen Belastungen.....	102

4.1.1 Kinematische Parameter.....	106
4.1.2 Kinetische Parameter.....	111
4.1.3 Neuromuskuläre Aktivierung.....	117
4.2 Zusammenhänge der dynamischen Kniestabilität mit der Hüftkinematik, - kinetik und der neuromuskulären Aktivierung.....	121
4.3 Effekte der Trainingsinterventionen	135
4.3.1 Kinematische Parameter.....	135
4.2.1 Kinetische Parameter.....	144
4.2.3 Neuromuskuläre Aktivierung.....	150
5 Diskussion	162
5.1 Variation der dynamischen Kniestabilität unter verschiedenen Belastungen / Zusammenhänge zwischen der dynamischen Kniestabilität und biomechanischen Aspekten des Hüftgelenks.....	162
5.1.1 Kinematische Parameter.....	162
5.1.2 Kinetische Parameter.....	166
5.1.3 Neuromuskuläre Aktivierung.....	169
5.2 Effekte der Trainingsinterventionen	172
5.2.1 Kinematische Parameter.....	172
5.2.2 Kinetische Parameter.....	175
5.2.3 Neuromuskuläre Aktivierung.....	178
5.3 Methodologische Reflexion.....	181
5.4 Fazit und Forschungsausblick.....	186
Literatur.....	194
Anhang.....	222
Wissenschaftlicher Werdegang.....	228
Eidesstattliche Erklärung.....	229

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Prozentuale Verteilung der Verletzungen nach betroffenen Körperregionen in der 1. und 2. DKB Handball-Bundesliga. Spielzeit 2016/2017 (modifiziert nach Luig et al., 2018, S. 93). ... 2	2
Abbildung 2:	Modellansatz der verallgemeinerten Struktur sportlicher Leistungen. (modifiziert nach Gundlach, 1980; Schnabel et al. 1997. Hottenrott & Hoos , 2013, S. 450). 4	4
Abbildung 3:	Hypomochlionfunktion der Patella (Geiger, 2001, S. 125)..... 9	9
Abbildung 4:	Bewegungsachsen des Kniegelenks (modifiziert nach: Kapandji, 1992, S. 67). 10	10
Abbildung 5:	Verringerung der Gelenkkontaktflächen bei zunehmender Beugung (modifiziert nach: Calais-Germain, 1985, S. 214). 11	11
Abbildung 6:	Schematische Darstellung eines rechten Kniegelenks von ventral (links) sowie dorsal (rechts) mit Bandapparat, Menisken sowie artikulierenden Verbindungen (Bommas-Ebert, Teubner & Voß, 2011, S. 204)..... 13	13
Abbildung 7:	Links: Anstieg der Gelenkkontaktkräfte beim Laufen/Treppensteigen (Ordinate: Mehrfache des Körpergewichts; Abzisse: gelb Laufen, rot Treppensteigen). Rechts: Deutliche Mehrbelastung des lateralen Gelenkkompartiments (Ordinate: Mehrfache des Körpergewichts; Abzisse: Standphase im Gangzyklus) bei 8° Valgisierung. (Duda et al., 2011, S.23, S.27). 16	16
Abbildung 8:	Anatomie der ventralen Oberschenkelmuskulatur. Ansicht von ventral (Schünke et al., 2011, S. 508). 17	17
Abbildung 9:	Anatomie der dorsalen Oberschenkelmuskulatur. Ansicht von dorsal (Schünke et al., 2011, S. 512)..... 19	19
Abbildung 10:	Anatomie der Hüft- und Gesäßmuskulatur. Links: Oberflächliche Muskelgruppen. Rechts: Tieferliegende Muskelgruppen. (Schünke, 2000, S. 334)..... 22	22
Abbildung 11:	Anatomische und mechanische Achsen des rechten Beins (Schünke, 2000, S. 327). 24	24
Abbildung 12:	Übersicht relevanter Studienergebnisse über Zusammenhänge der Kniekinematik und der Krafftähigkeiten der Hüftmuskulatur (Cashman, 2012, S. 278). 26	26
Abbildung 13:	Kinematische Veränderungen von 20 NCAA Basketballspielern der Hüft- und Kniegelenkwinkel bei lateralen Bewegungen. Abzisse: Winkelamplitude (links: Hüftrotation; rechts: Knieadduktion/-abduktion). Ordinate: Maximaler Knieabduktionsmoment (links und rechts) (Mc Lean et al., 2005, S. 867). 29	29
Abbildung 14:	Inzidenzraten (1/100.000) für Knieverletzungen der Jahre 2008 vs. 2013 bei männlichen und weiblichen Versicherten der AOK Baden-Württemberg. (Schneider et al., 2016, S. 7)..... 32	32
Abbildung 15:	Lokalisation und Schweregrad der Verletzung nach Dauer der Rekonvaleszenz der 1. Fußball Bundesliga 2004/2005 (modifiziert nach Faude et al., 2009, S. 141). 33	33
Abbildung 16:	Vergleich der Inzidenzraten im schwedischen Profifußball mit oder ohne Verletzungshistorie des VKB (Waldén, Hägglund, & Ekstrand, 2006, S. 159). 34	34
Abbildung 17:	Angst vor einem vorzeitigen Ende der Sportkarriere durch potentielle Verletzungen im deutschen Frauenfußball (3. Bundesliga) in der Saison 2008/2009 (Papst, 2011, S. 50)... 35	35
Abbildung 18:	Interne und externe Risikofaktoren als Sportverletzungsmodell (Seil et al., 2016, S. 6; modifiziert nach Meeuwisse 2007). 36	36

Abbildung 19:	Unterscheidung zwischen modifizierbaren und nicht-modifizierbaren Risikofaktoren einer vorderen Kreuzbandverletzung sowie möglichen Einflussmöglichkeiten (Alentorn-Geli, 2009, S. 709).	37
Abbildung 20:	Geschlechterspezifische Unterschiede der Gelenkorientierung (Gokeler et al., 2010, S. 9).	38
Abbildung 21:	Neuromuskuläre Aktivierungsmuster in der frühen Landephase vor- bzw. nach einer induzierten Ermüdungsphase. VL: Vastus lateralis; VM: Vastus medialis; RF: Rectus femoris; GT: Glutaeus medius; Bfcl: Biceps femoris; ST: Semitendinosus; GL/GM: Gastrocnemius lateralis/medialis (Zebis et al., 2011, S. 5).	41
Abbildung 22:	Belastungsmomente (Ordinate) auf das Kniegelenk bei dynamischen Seitwärtsbewegungen. S60/30: Side-step Bewegung in 60° bzw. 30° Winkel. RUN: gerader Lauf. XOV: Kreuzlauf. PP: Pre-planned. UN: Unanticipated (Ackland, Lloyd, Besier, & Cochrane, 2000, S. 4).	43
Abbildung 23:	Darstellung des dynamischen Knievalgus als biomechanischen Hauptrisikofaktor (Hewett et al., 2005, S. 495).	44
Abbildung 24:	MEDLINE Review: Typische Bewegungsmuster für „non-contact-injury“ Situationen. Die blauen Markierungen kennzeichnen die relevanten Mechanismen (modifiziert nach Shimokochi & Shultz, 2008, S. 397).	47
Abbildung 25:	MEDLINE Review: Verletzungsmechanismus des VKB als Kombinationsbewegung. Die blauen Markierungen kennzeichnen die relevanten Mechanismen (modifiziert nach Shimokochi & Shultz, 2008, S. 398).	47
Abbildung 26:	Beispiel einer „non-contact-injury“ Situation des Kniegelenks bei einer Handballspielerin der 1. norwegischen Liga. Perspektive 1 und 2 zeigen dieselbe Situation einer Verletzungssituation des rechten Beins 40ms nach initialem Bodenkontakt (Koga et al., 2010, S. 3).	48
Abbildung 27:	Der Mechanismus des dynamischen Knievalgus als Hauptverletzungsmechanismus des VKB. A: Gelenk unbelastet. B: Valgusstress mit Anspannung des medialen Kollateralbands (MCL) sowie des vorderen Kreuzbands (ACL). C: Innenrotation der Tibia, wobei der Bandapparat bis hin zu einer Ruptur überlastet wird. D: Bei Ruptur des VKB erfolgt ein Abgleiten der Femurkondyle sowie eine Außenrotation der Tibia (Koga et al., 2010, S. 7).	49
Abbildung 28:	Nicht trainierbare und trainierbare Risikofaktoren der Kniestabilität (Petersen, 2016, S. 543)	54
Abbildung 29:	Beispielhafte Darstellung eines Probanden im Testaufbau bei einem unilateralen Drop Jump aus 30cm Höhe.....	63
Abbildung 30:	Visualisierung der Phasen bei einem bilateralen Drop-Jump aus 30 cm Höhe. 1: Stand. 2: Fallbewegung. 3: Bilateraler Bodenkontakt. 4: Reaktiver Absprung (eigene Darstellung). ...	64
Abbildung 31:	Visualisierung der Phasen bei einem unilateralen Drop Jump aus 15 cm Höhe. 1: Stand. 2: Fallbewegung. 3: Unilateraler Bodenkontakt. 4: Reaktiver Absprung (eigene Darstellung). ..	65
Abbildung 32:	Visualisierung der Phasen bei einer unilateralen Landung aus 15 cm Höhe. 1: Stand. 2: Fallbewegung. 3: Unilateraler Bodenkontakt und Stand (eigene Darstellung).	66
Abbildung 33:	Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus für laterale Sprünge (eigene Darstellung).	67
Abbildung 34:	Visualisierung der Phasen bei lateralen Sprüngen bei 70% der individuellen maximalen Sprungweite. 1: Absprung an 70% Markierung. 2: Landung auf KMP. 3: Abdruck von der KMP. 4: Rücksprung zu Absprungmarkierung (eigene Darstellung).	68

Abbildung 35:	Zeitlicher Ablauf des koordinativen Sprungtrainings (eigene Darstellung).	71
Abbildung 36:	Aufbau und Durchführung des Übungselements „Zick-Zack Sprung“. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Flugphase. 3. Landung (eigene Darstellung).	72
Abbildung 37:	Aufbau und Durchführung des Übungselements „Box Sprung“.Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Flugphase. 3. Landung (eigene Darstellung).	73
Abbildung 38:	Aufbau und Durchführung des Übungselements „Skating-Sprung“. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Flugphase. 3. Landung. (eigene Darstellung).	74
Abbildung 39:	Zeitlicher Ablauf des apparativen Krafttrainings (eigene Darstellung).	76
Abbildung 40:	Ablauf und Positionierung der Hüftabduktionsbewegung. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Maximale Abduktion. 3. Rückpendelbewegung bis zu 1. (eigene Darstellung).	76
Abbildung 41:	Ablauf und Positionierung der Hüftadduktionsbewegung. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Maximale Adduktion. 3. Rückpendelbewegung bis zu 1. (eigene Darstellung).	77
Abbildung 42:	Ablauf und Positionierung der Hüftadduktionsbewegung. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Maximale Streckung (170°). 3. Rückführbewegung bis zu 1. (eigene Darstellung).	77
Abbildung 43:	Bewegungslabor mit Kameras und Kraftmessplatte (grau bzw. lila) in realer (links) und virtueller Darstellung (rechts). Die Sequenz zeigt in diesem Beispiel einen lateralen Sprung.	80
Abbildung 44:	Ein Proband bei der statischen Erfassung vor der Bewegungsanalyse im Labor. Zu erkennen sind die Passivmarker (weiße Punkte) und die EMG Transmitter (blau)	81
Abbildung 45:	Anatomische Ebenen und Drehachsen. Rot: Frontalachse (Extensions-/Flexionsbewegungen). Blau: Längsachse (Rotationsbewegungen). Grün: Sagittalachse (Abduktions-/Adduktionsbewegungen) (eigene Darstellung).	83
Abbildung 46:	Kinematische Kontrolle jedes Versuchs (32 Probanden, 28 Videosequenzen je Proband) in Qualysis Track Manager QTM. Die Kontrollleiste rechts zeigt die Markererkennung bzw.-Verfolgung an (eigene Darstellung).	84
Abbildung 47:	Erfassung der Winkelveränderung „Knieabduktion“ während der Stützphase in Visual3D mittels Winkel-Zeit Diagramm (Ordinate: Knieabduktionswinkel; Abzisse: Zeitverlauf). Rote Linie als Graph einer Funktion der Zeit $x(t)$: Gleichförmiger Winkelverlauf zwischen initialem Bodenkontakt (IC; blauer Marker) und Ende der exzentrischen Stützphase (OFF, roter Marker). Rote Verbindungslinie zwischen IC zu OFF: Drehwinkel (ϕ)~ Zeitabschnitt (t). Schwarze Begrenzungslinie der blauen Markierung: Tatsächlicher, ungleichförmiger Verlauf des Drehwinkels $\phi \neq x(t)$ (eigene Darstellung).	85
Abbildung 48:	Erfassung der Kniegelenksexkursionen (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) während der Stützphase. Maximale medio-laterale Kniegelenksexkursion: Event Label blau (eigene Darstellung).	86
Abbildung 49:	Erfassung der Hüftgelenksexkursionen (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) während der Stützphase. Maximale medio-laterale Kniegelenksexkursion: Event Label blau (eigene Darstellung).	86
Abbildung 50:	Gelenkmomente [Nm/kg] der 3 Drehachsen des rechten Kniegelenks (X = Flexionsmomente, Y = Abduktionsmomente, Z = Rotationsmomente). Blaue Markierung: IC-Initialer Bodenkontakt. Rote Markierung: OFF-Abdruck. Das gleiche Prinzip gilt für die Berechnung der Kraft [N] (eigene Darstellung).	87

Abbildung 51: Berechnung der proximalen Kraftparameter in Visual3D. m_i =Segmentmasse i ; a_i =Beschleunigung Segment i ; n =Anzahl der distal in Reihe verbundenen Segmente; q =Anzahl der externen Kräfte; F_q =angewandte externe Kräfte.....	88
Abbildung 52: Impulsänderung (blaue Fläche) während der Stützphase am Kniegelenk (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) bei einem unilateralen Drop-Jump aus 15cm Höhe (eigene Darstellung).	89
Abbildung 53: Impulsänderung (blaue Fläche) während der Stützphase am Hüftgelenk (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) bei einem unilateralen Drop-Jump aus 15cm Höhe (eigene Darstellung).	90
Abbildung 54: Modellhafte Darstellung der Depolarisationszone, die entlang der Muskelfasermembran zwischen den beiden Elektroden verläuft (Freiwald, Baumgart, & Konrad, 2007).....	91
Abbildung 55: Elektrodenapplikation: Position der Elektroden auf den relevanten Muskeln der unteren Extremitäten (Konrad, 2005).....	92
Abbildung 56: Beispielhafte Elektrodenapplikation bei einem Probanden. Abgebildet sind die Elektroden (weiß), Transmitter (schwarze Box) und Verbindungskabel (grau). Der Transmitter ist als redundante Sicherung mit einem Tapestreifen fixiert (eigene Darstellung).....	93
Abbildung 57: Beispielhafte Darstellung eines Probanden bei einem unilateralen Drop-Jump aus 15cm Höhe. IEMG aller abgeleiteter Mm.: geglättet, gleichgerichtet und normalisiert. Intervall: initialer Bodenkontakt (dunkelblauer Marker) – Ende exzentrische Landephase (roter Marker). Blauer bzw. grüner Marker: Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion bzw. des maximalen medio-laterale Gelenkmoments. Ordinate: % MVC; Abzisse: msDauer der Stützphase (eigene Darstellung).	94
Abbildung 58: Piezo-Kraftaufnehmer (Wick, 2009, S.144).	96
Abbildung 59: Proband bei der isometrischen Hüftkraftmessung (eigene Darstellung).	97
Abbildung 60: Proband bei der isometrischen Kraftmessung der Streckerkette (eigene Darstellung).	97
Abbildung 61: Knieschlackerbewegung Δ (MW als Integral): Initialer Bodenkontakt bis zum Ende der exzentrischen Landephase. DBB: Drop-Jump bilateral; DEB: Drop-Jump unilateral; LD: Landung; LJ: Lateral-Sprung.	110
Abbildung 62: Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei bilateralen Drop Jumps bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. gluteus medius; GLUT_MAX: M. gluteus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.	117
Abbildung 63: Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei unilateralen Drop Jumps bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. gluteus medius; GLUT_MAX: M. gluteus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.	118
Abbildung 64: Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei unilateralen Landungen bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. gluteus medius; GLUT_MAX: M. gluteus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.	119

Abbildung 65:	Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei lateralen Sprüngen bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. gluteus medius; GLUT_MAX: M. gluteus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.	120
Abbildung 66:	Pre- zu Postvergleich der medio-lateralen Knieschlackerbewegung der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.....	135
Abbildung 67:	Pre- zu Postvergleich der medio-lateralen Knieschlackerbewegung der Trainingsgruppen bei Landungen und lateralen Sprüngen.	136
Abbildung 68:	Pre- zu Postvergleich des Knieabduktionswinkels der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.....	137
Abbildung 69:	Pre- zu Postvergleich des Knieabduktionswinkels der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.....	138
Abbildung 70:	Pre- zu Postvergleich des Knierotationswinkels der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.	139
Abbildung 71:	Pre- zu Postvergleich des Knierotationswinkels der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.....	140
Abbildung 72:	Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationswinkels der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.	141
Abbildung 73:	Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationswinkels der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.....	142
Abbildung 74:	Pre- zu Postvergleich der Trainingsgruppen bezüglich ihrer Maximalkraftwerte.....	144
Abbildung 75:	Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationsimpulses der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.	145
Abbildung 76:	Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationsimpulses der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.....	146
Abbildung 77:	Pre- zu Postvergleich des Hüftabduktionsimpulses der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.....	147
Abbildung 78:	Pre- zu Postvergleich des Hüftabduktionsimpulses der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.....	148
Abbildung 79:	Pre- zu Postvergleich des M. gluteus max. bei uni- und bilateralen Drop Jumps.....	150
Abbildung 80:	Pre- zu Postvergleich des M. gluteus max. bei Landungen und Lateralsprüngen.....	151
Abbildung 81:	Pre- zu Postvergleich des M. gluteus med. bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	152
Abbildung 82:	Pre- zu Postvergleich des M. gluteus med. bei Landungen und Lateralsprüngen.	153
Abbildung 83:	Pre- zu Postvergleich des M. adductor magnus bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	154
Abbildung 84:	Pre- zu Postvergleich des M. adductor magnus bei Landungen und Lateralsprüngen.	155
Abbildung 85:	Pre- zu Postvergleich des M. biceps femoris bei uni- und bilateralen Drop Jumps.....	156
Abbildung 86:	Pre- zu Postvergleich des M. biceps femoris bei Landungen und Lateralsprüngen.....	157
Abbildung 87:	Pre- zu Postvergleich des M. rectus femoris bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	158
Abbildung 88:	Pre- zu Postvergleich des M. rectus femoris bei Landungen und Lateralsprüngen.	159
Abbildung 89:	Pre- zu Postvergleich des M. vastus lateralis bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	160
Abbildung 90:	Pre- zu Postvergleich des M. vastus lateralis bei Landungen und Lateralsprüngen.	161

<i>Abbildung 91: Unterschiede von Pre- zu Posttest des Sportsmetrics Training Programs. Zu allen drei Messzeitpunkten des bilateralen Drop-Jumps verzeichnet die Trainingsgruppe (weißer Balken) eine signifikant bessere axiale Orientierung des Kniegelenks (Noyes et al., 2005, S. 201).....</i>	<i>174</i>
<i>Abbildung 92: Beispielhafte kinematische Veränderungen einer Basketballspielerin im Pre- (Bild links) zu Postvergleich (Bild rechts) bei einem bilateralen Drop-Jump aus 30cm Höhe (Noyes et al., 2005, S. 202).</i>	<i>175</i>
<i>Abbildung 93: Unterschiede der Graphen in der isokinetischen Messung des M. quadriceps. „Normal curve“: unverletzt. „slope/concave curve“: VKB Ruptur (Ikeda et al., 2002, S. 375).....</i>	<i>189</i>
<i>Abbildung 94: Probanden Fragebogen zur Studienteilnahme.....</i>	<i>222</i>
<i>Abbildung 95: Informationsschreiben zur Studienteilnahme.....</i>	<i>224</i>
<i>Abbildung 96: Einverständniserklärung zur Studienteilnahme.</i>	<i>225</i>
<i>Abbildung 97: Ablaufplan für die praktische Testdurchführung.</i>	<i>226</i>
<i>Abbildung 98: Upper body IOR marker set“ nach Leardini, Biagi, Merlo, Belvedere und Benedetti (2011) (verändert nach Qualisys, Gothenburg, Schweden).....</i>	<i>227</i>
<i>Abbildung 99: „Istituti Ortopedici Rizzoli (IOR) lower body marker set“ nach Leardini, Sawacha, Paolini, Ingrosso, Nativo und Benedetti (2007) (verändert nach Qualisys, Gothenburg, Schweden).</i>	<i>227</i>

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Mögliche präventive Kontrollmechanismen der Hauptrisikofaktoren (eigene Darstellung, modifiziert nach Jöllenbeck et al., 2013, S. 15).	52
Tabelle 2:	Anthropometrische Daten und Trainingsumfänge der Probanden (dargestellt als arithmetisches Mittel \pm eine Standardabweichung).	61
Tabelle 3:	Höhe der Belastungsstufen als Fallhöhe [cm] für uni- und bilaterale Drop-Jumps und unilaterale Landungen.	64
Tabelle 4:	Trainingsplanung des koordinativen Sprungtrainings (eigene Darstellung).	75
Tabelle 5:	Trainingsplanung des apparativen Krafttrainings (eigene Darstellung).	78
Tabelle 6:	Sprunghöhen, Bodenkontaktzeiten sowie mittlere vertikale und medio-laterale Bodenreaktionskräfte während vier unterschiedlichen Sprungbedingungen zum Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion [Winkel °].	104
Tabelle 7:	Zusammenhänge zwischen der Bodenkontaktzeit sowie der vertikalen und medio-lateralen Bodenreaktionskräfte.	105
Tabelle 8:	Kniegelenkexkursionen zum Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion [Winkel °].	107
Tabelle 9:	Hüftgelenkexkursionen zum Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion [Winkel °].	109
Tabelle 10:	Hüftimpulsänderung Δ (MW als Integral): Initialer Bodenkontakt bis maximale Knieabduktion [Winkel °].	112
Tabelle 11:	Gelenkmomente des Knies (MW in Nm/kg) zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments.	114
Tabelle 12:	Gelenkmomente der Hüfte (MW in Nm/kg) zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments.	116
Tabelle 13:	Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen und der maximalen Knieabduktion bei Drop Jumps.	123
Tabelle 14:	Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen und der maximalen Knieabduktion bei Landungen und Lateralsprüngen.	124
Tabelle 15:	Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen und der maximalen Knierotation bei Drop Jumps.	126
Tabelle 16:	Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen und der maximalen Knierotation bei Landungen und Lateralsprüngen.	127
Tabelle 17:	Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen und der medio-lateralen Knieschlackerbewegung bei Drop Jumps.	130
Tabelle 18:	Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen und der medio-lateralen Knieschlackerbewegung bei Landungen und Lateralsprüngen.	131
Tabelle 19:	Zusammenhang zwischen den Hüftantrieben (Impulsänderung) und der maximalen Knieabduktion bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	133
Tabelle 20:	Zusammenhang zwischen den Hüftantrieben (Impulsänderung) und der maximalen Knieabduktion bei Landungen und Lateralsprüngen.	134
Tabelle 21:	Prozentuale Veränderung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	136
Tabelle 22:	Prozentuale Veränderung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und lateralen Sprüngen.	137

Tabelle 23:	Prozentuale Veränderung des Knieabduktionswinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	138
Tabelle 24:	Prozentuale Veränderung des Knieabduktionswinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	139
Tabelle 25:	Prozentuale Veränderung des Knierotationwinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	140
Tabelle 26:	Prozentuale Veränderung des Knierotationwinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	141
Tabelle 27:	Prozentuale Veränderung des Hüftrotationwinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	142
Tabelle 28:	Prozentuale Veränderung des Hüftrotationwinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	143
Tabelle 29:	Prozentuale Veränderung der Kraftparameter zwischen Pre- und Posttest [Δ %].	145
Tabelle 30:	Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationsimpulses der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.	146
Tabelle 31:	Prozentuale Veränderung des Hüftrotationsimpulses zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	147
Tabelle 32:	Prozentuale Veränderung des Hüftabduktionsimpulses zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	148
Tabelle 33:	Prozentuale Veränderung des Hüftabduktionsimpulses zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	149
Tabelle 34:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus max. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	150
Tabelle 35:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus max. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	151
Tabelle 36:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus med. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	152
Tabelle 37:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus med. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	153
Tabelle 38:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. adductor magnus zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	154
Tabelle 39:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. adductor magnus zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	155
Tabelle 40:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. biceps femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	156
Tabelle 41:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. biceps femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	157
Tabelle 42:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. rectus femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	158
Tabelle 43:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. rectus femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.	159
Tabelle 44:	Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. vastus lateralis zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.	160

<i>Tabelle 45:</i>	<i>Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. vastus lateralis zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.</i>	<i>161</i>
--------------------	--	------------

Abstract

Background relevant to research: Some of the most common injuries in sport can be located at the knee joint. In addition to the high prevalence rate, ligamentous lesions such as a rupture of the anterior cruciate ligament are particularly severe. There are long average downtimes of 7.5 months. Yet, a full return to the original performance level is uncertain. Also the probability of a second rupture is significantly increased and in many cases a serious knee injury means the premature end of sports careers. Affected athletes often also have to expect severe consequences such as arthrosis of the joints. Risk sports for this type of injury are ball games such as soccer, handball or basketball. Typical for the occurrence of a knee injury in these team games characterized by high dynamics and speed is the fact that the majority of these happen without direct opponent contact as "non-contact" trauma. As a rule, injuries occur during typical sports maneuvers such as landings after jumps, spontaneous changes of direction or sudden turning movements. The so-called "Dynamic Knee Valgus" is responsible for the injury mechanism in these forms of movement. This is characterized by an inward bending of the knee joint (knee abduction/valgation) in conjunction with a rotation of the tibia with a low degree of flexion of the knee joint. The maximum power capacity as well as the neuromuscular activation behaviour of the knee – enclosing muscle groups and the hip muscles – can influence the mechanism of injury. The hip muscles in particular can have a corrective effect on the leg axis and thus on the control of the knee joint due to their properties. However, the research situation on the connections of the hip and its muscular structures regarding their protective mode of action is deficient and partially unspecific. Therefore, the objective of the present work is to evaluate control mechanisms starting from the hip joint with regard to improved dynamic knee joint stability using a holistic approach. Furthermore, the mode of action of an apparatus-based strength training compared to a coordinative jump training with respective focusing of the hip joint is analyzed in the present study.

Methods: The injury mechanism described is simulated with ball game athletes on the basis of relevant risk movements (uni- and bilateral drop jumps, one-legged landing maneuvers as well as reactive lateral jumping movements) under load variation. In the sense of a holistic, multimodular screening procedure, the knee and hip joint movements are recorded using 3-D kinematics. The kinetic analysis includes the calculation of the joint moments, ground reaction forces as well as the determination of the maximum force capacity of the relevant hip muscles and the thigh extensor chain. The influence of the neuromuscular activation behavior on the dynamic knee joint control could be mapped by electromyographic methods. In a cross-sectional design, part one and part two of the study examines the effects of the different risk movements on the determinants of dynamic knee joint stability as well as in hip joint excursions and their (neuro-) muscular structures. In the third study, two intervention

groups (apparatus-based strength training vs. coordinative jump training) were examined in a longitudinal design in a pre- to post-test comparison for differences in knee stabilizing parameters and indicators of injury exposure.

Central results: In the present study it can be shown that lateral jumping maneuvers, compared to vertical jumping or landing maneuvers, show larger knee and hip joint excursions and thus an increased risk for this typical situation. In a comparison of risk movements, a load increase within a condition seems to have a subordinate influence on injury exposure. Furthermore, the decisive factor is the relative risk classification of the scenarios in relation to each other. For all movements, a strong correlation between the hip position in rotation and the dynamic knee joint control is found. In order to map the complexity of knee joint control during the entire load phase, the "medio-lateral knee tremble movement" is developed as a new assessment tool and used with the maximum kinematic knee parameters as an indicator for the (in-) stability of the knee joint. The (neuro-) muscular properties of the hip muscles can influence the alignment of the joint axis and thus the control of the knee joint, particularly through their external rotatory and abductive effect. Elements of a coordinative jump training seem to be more effective than an apparatus strength training.

Conclusion: The study contributes an evaluation of the complex interrelations of dynamic knee joint control in the context of injury-relevant scenarios in sports. With an holistic analysis of the knee and hip joint movements as well as the associated kinetic and (neuro-) muscular parameters, the findings can help to control injury mechanisms of the knee joint. Through a deeper understanding diagnostic procedures and training programs can further be developed on this basis, from which the possibilities of injury prevention can be optimized in the future.

Zusammenfassung

Forschungsrelevanter Hintergrund: Mitunter die häufigsten Verletzungen im Sport sind am Kniegelenk zu lokalisieren. Neben der hohen Prävalenzrate sind vor allem ligamentäre Schädigungen wie eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes besonders schwerwiegend. Es sind lange Ausfallzeiten von durchschnittlich 7,5 Monaten zu verzeichnen, wobei eine vollständige Rückkehr zum ursprünglichen Leistungsniveau ungewiss ist. Auch die Wahrscheinlichkeit einer Reruptur ist deutlich erhöht und häufig bedeutet eine schwere Knieverletzung das frühzeitige sportliche Karriereende. Auch müssen betroffene Sportler oftmals mit schweren Folgeerscheinungen wie einer Gelenksarthrose rechnen. Als Risikosportarten für diese Art von Verletzungen gelten Ballsportspiele wie Fußball, Handball oder Basketball. Charakteristisch für das Auftreten einer Knieverletzung in diesen von hoher Dynamik und Schnelligkeit geprägten Mannschaftsspielen ist die Tatsache, dass sich diese mehrheitlich ohne direkten Gegnerkontakt als „non-contact“ Trauma ereignen. In der Regel findet eine Verletzung bei sportspieltypischen Manövern wie Landungen nach Sprüngen, spontanen Richtungsänderungen oder plötzlichen Drehbewegungen statt. Als Verletzungsmechanismus bei diesen Bewegungsformen ist in den meisten Fällen der sog. „Dynamische Knievalgus“ verantwortlich. Dieser ist gekennzeichnet durch ein Abknicken des Kniegelenks nach innen (Knieabduktion/Valgisierung) in Verbindung mit einer Rotation der Tibia bei geringem Flexionsgrad des Kniegelenks. Die maximale Kraftleistungsfähigkeit sowie das neuromuskuläre Aktivierungsverhalten der knieumschließenden Muskelgruppen und der Hüftmuskulatur können den Verletzungsmechanismus beeinflussen. Insbesondere die Hüftmuskulatur kann durch ihre Eigenschaften korrigierend auf die Beinachse und damit auf die Kontrolle des Kniegelenks einwirken. Die Forschungslage über die Zusammenhänge der Hüfte und deren muskulärer Strukturen hinsichtlich ihrer protektiven Wirkungsweise bildet sich jedoch defizitär und teilweise unspezifisch ab. Daher ist die Zielsetzung der vorliegenden Arbeit, Kontrollmechanismen ausgehend vom Hüftgelenk in Bezug auf eine verbesserte dynamische Kniegelenksstabilität mittels eines ganzheitlichen Ansatzes zu evaluieren. Des Weiteren wird in der vorliegenden Arbeit die Wirkungsweise eines apparativen Krafttrainings gegenüber eines koordinativen Sprungtrainings mit jeweiliger Fokussierung des Hüftgelenks analysiert.

Methodik: Anhand relevanter Belastungsformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, einbeinige Landemanöver und reaktive laterale Sprungbewegungen) unter Belastungsstufen wurden bei Ballspielsportlern Situationen simuliert, in denen der beschriebene Verletzungsmechanismus auftreten kann. Dabei wurden im Sinne eines ganzheitlichen, multimodularen Screening-Verfahrens die Knie- und Hüftgelenksbewegungen mittels 3-D Kinematik erfasst. Die kinetische Analyse umfasst die Berechnung der Gelenkmomente, Bodenreaktionskräfte und die Ermittlung der maximalen Krafftähigkeit der relevanten Hüftmuskulatur sowie der Oberschenkelstreckerkette.

Der Einfluss des neuromuskulären Aktivierungsverhaltens auf die dynamische Kniegelenkskontrolle wurde über elektromyographische Verfahren abgebildet. Der Studienteil 1 untersuchte in einem Querschnittsdesign die Auswirkungen der unterschiedlichen Belastungsformen hinsichtlich der Determinanten der dynamischen Kniegelenksstabilität, der Studienteil 2 diesbezügliche Zusammenhänge mit Hüftgelenksexkursionen und deren (neuro-) muskulären Strukturen. Im Rahmen des Studienteils 3 wurden in einem Längsschnittsdesign zwei Interventionsgruppen (apparatives Krafttraining vs. koordinatives Sprungtraining) im Pre- zu-Posttest-Vergleich auf Unterschiede der kniestabilisierenden Parameter sowie Indikatoren für eine Verletzungsexposition hin untersucht.

Zentrale Ergebnisse: In der vorliegenden Studie kann gezeigt werden, dass laterale Sprungmanöver im Vergleich zu vertikalen Sprung- oder Landemanövern größere Knie- und Hüftgelenksexkursionen aufweisen und damit eine erhöhte Belastung für diese spieltypischen Situationen einhergeht. Im Vergleich der Belastungsformen scheinen Belastungssteigerungen innerhalb einer Belastungsform einen untergeordneten Einfluss auf eine Verletzungsexposition zu haben. Vielmehr entscheidend ist die verhältnismäßige Risikoeinordnung der Belastungsformen zueinander. Für alle Bewegungen wird ein starker Zusammenhang der Hüftstellung in der Rotation mit der dynamischen Kniegelenkskontrolle festgestellt. Um die Komplexität der Kniegelenkskontrolle über die gesamte Belastungsphase abbilden zu können, wurde als neue Messmethodik die „medio-laterale Knieschlackerbewegung“ erarbeitet und mit den maximalen kinematischen Knieparametern als Indikator für die (In-)Stabilität des Kniegelenks eingesetzt. Die (neuro-) muskulären Eigenschaften der Hüftmuskulatur können insbesondere durch ihre außenrotatorische und abduzierende Wirkung Einfluss auf die Ausrichtung der Gelenkachse und damit auf die Kniegelenkskontrolle nehmen. Dabei scheinen Elemente eines koordinativen Sprungtrainings effektiver als ein apparatives Krafttraining zu sein.

Fazit: Die Arbeit liefert einen Beitrag, um die komplexen Zusammenhänge der dynamischen Kniegelenkskontrolle im Kontext verletzungsrelevanter Szenarien im Sport zu evaluieren. Durch eine ganzheitliche Analyse der Knie- und Hüftgelenksbewegungen sowie der dazugehörigen kinetischen sowie (neuro-)muskulären Parameter können die gewonnenen Erkenntnisse helfen, Verletzungsmechanismen des Kniegelenks besser zu kontrollieren. Diagnostische Verfahren und Trainingsprogramme können auf dieser Basis weiterentwickelt werden, woraus durch ein tieferes Verständnis die Möglichkeiten der Verletzungsprävention zukünftig optimiert gestaltet werden können.

1 Einleitung

Sport und Bewegung in allen Facetten stellen zentrale Elemente in der heutigen Gesellschaft dar, jeder dritte Bundesbürger ist Mitglied in einem Sportverein (DOSB, 2016). Der Gesundheits- und Freizeitsport erfüllt eine Ausgleichsfunktion in den komplexen Anforderungen der modernen Arbeitswelt. Eine sportliche und gesundheitsorientierte Lebensart hat sich kulturell und gesellschaftlich etabliert. Im Leistungssport steht vorrangig der Wettkampfgedanke im Mittelpunkt, der oft eine Vorbildfunktion für viele ambitionierte und leistungsorientierte Breiten- und Freizeitsportler einnimmt. Neben vielen positiven Aspekten, die dem Sporttreiben in seinen Erscheinungsformen zugeschrieben werden, besteht jedoch jederzeit das Risiko einer Verletzung des Bewegungsapparats. In den Ballspielsportarten ist mit 70% aller Sportverletzungen das größte Risiko zu lokalisieren, vor allem in Anbetracht dessen, dass sich lediglich 30% der gesamten sportlichen Aktivitäten auf die Ballspielsportarten verteilen (Gollhofer et al., 2006; Henke, Luig & Schulz, 2014).

Tendo-muskuläre Verletzungen des Kniegelenks zählen zu den häufigsten und gleichzeitig schwerwiegendsten Sportverletzungen, die sich auf die sportliche Leistungsfähigkeit am nachhaltigsten negativ auswirken können (Majewski et al., 2006; Petersen et al., 2005, Myklebust, 2009).

Bei Schädigungen der ligamentären Strukturen des Kniegelenks ist in der Regel ein operativer Eingriff mit entsprechend langen Rehabilitationsmaßnahmen notwendig, wobei oft bleibende Folgeschäden zu erwarten sind und eine erhöhte Gefahr von erneuten Verletzungen oder einer dauerhaften Instabilität besteht. Im professionellen Fußball wird durch eine Verletzung des vorderen Kreuzbands von durchschnittlich 7,5 Monaten Rekonvaleszenz ausgegangen, bis der Spieler¹ wieder den Zeitpunkt des „return-to-competition“ erreicht hat (Waldén et al., 2016). Dabei ist von perfekten sportmedizinischen sowie therapeutischen Umfeldbedingungen auszugehen, die eine absolute Fokussierung auf den Heilungsprozess gewährleisten. Selbst unter diesen Idealbedingungen im Profifußball kehren lediglich 65% der Spieler auf das vorherige Leistungsniveau zurück. In anderen Spielsportarten wie beispielsweise Handball wird diese Rückkehrtrate mit nur 44-55% beziffert (Arderm, 2015; Nyland et al., 2016).

Das Verletzungspotential des Kniegelenks ist im Leistungssport ein zentrales Thema. Speziell bei Großveranstaltungen wie Welt- oder Europameisterschaften und olympischen Spielen steht oft die Frage im Raum, ob die entscheidenden Athleten gesundheitlich wettkampffähig sind und dies über die Dauer des Turniers aufrecht erhalten werden kann. Der Titelerfolg der deutschen Handballnationalmannschaft bei der Europameisterschaft 2016 in Polen war aus unterschiedlichen Gründen unerwartet, vor allem, da bereits im Vorfeld und im weiteren Verlauf des Turniers

¹ Es sind stets Personen männlichen und weiblichen Geschlechts gleichermaßen gemeint; aus Gründen der einfacheren Lesbarkeit wird im Folgenden nur die männliche Form verwendet.

sieben Stammspieler aufgrund von Verletzungen mit Kniegelenksbeteiligung ausfallen. Bei den olympischen Spielen 2018 konnte die deutsche Auswahl die Bronzemedaille gewinnen. Ein Jahr später bei der Weltmeisterschaft 2019 im eigenen Land konnte die große Erwartungshaltung nach den vorherigen Erfolgen nicht bestätigt werden. Zum Zeitpunkt des Halbfinals musste die Mannschaft auf zwei Leistungsträger² verletzungsbedingt verzichten. Dieser Ausfall auf zwei entscheidenden Schlüsselpositionen im Rückraum konnte nicht kompensiert werden. Für beide Spieler wurde eine Ruptur des vorderen Kreuzbands ohne direkte Einwirkung eines Gegenspielers diagnostiziert. Betrachtet man die zunehmend hohe Dynamik und Schnelligkeit in Ballsportspielen wie Handball oder Fußball, ist es kaum verwunderlich, dass diese Sportarten die höchsten Verletzungsinzidenzen der unteren Extremität und im Besonderen des Kniegelenks aufweisen und als Hochrisikosportarten eingestuft werden (Loes, Dahlstedt & Thomee, 2000; Hootman et al., 2007; Woods et al., 2002) (vgl. Abbildung 1).

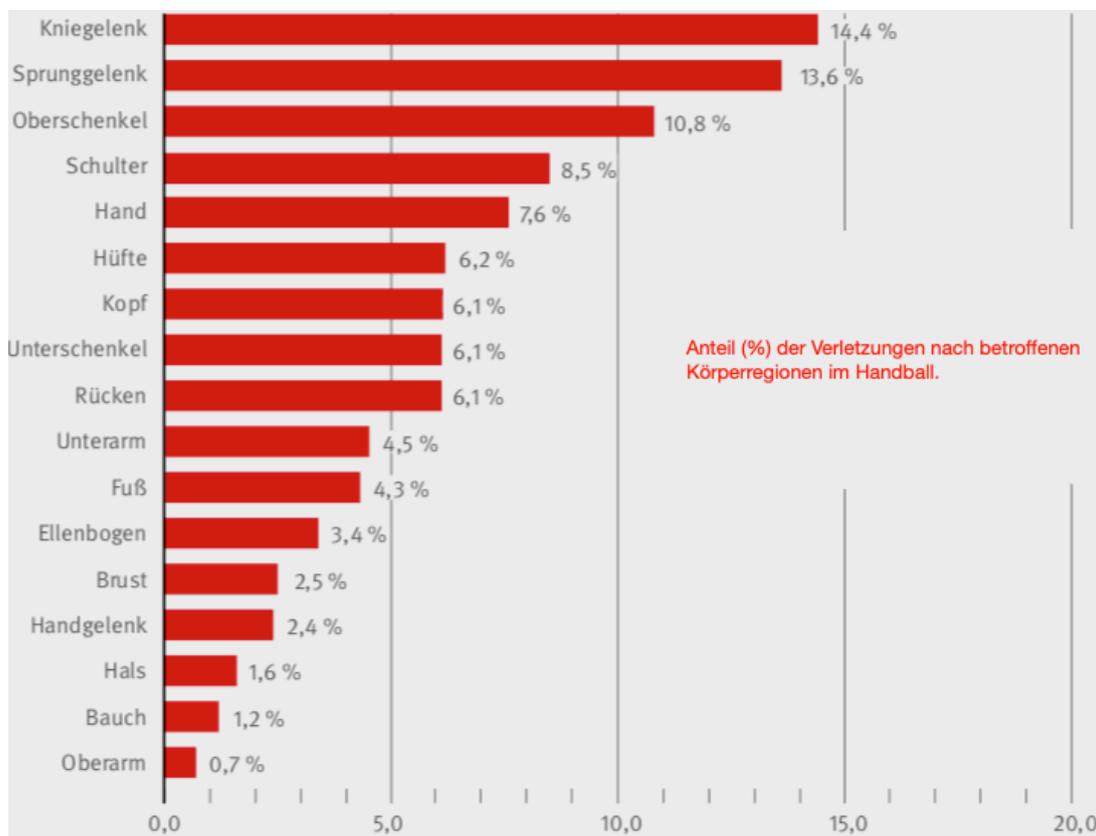


Abbildung 1: Prozentuale Verteilung der Verletzungen nach betroffenen Körperregionen in der 1. und 2. DKB Handball-Bundesliga. Spielzeit 2016/2017 (modifiziert nach Luig et al., 2018, S. 93).

Neben den Beispielen aus dem Leistungssport ist die Problematik in gleichem Maße im Breiten- und Freizeitsport zu verorten. Im Jahr 2013 wurden in Deutschland 230.441 stationäre Behandlungen auf Grund von Knieverletzungen durchgeführt, davon ca. 30.000 Rekonstruktionen des vorderen Kreuzbands (Schneider et al., 2016;

² Rückraum links: Julius Kühn; Rückraum Mitte: Martin Strobel

Schoepp, 2018). Dabei spielen konstitutionelle Unterschiede zwischen Breiten- und Leistungssportlern, welche die individuellen Voraussetzungen hinsichtlich Trainings- oder Wettkampfumfängen bzw. Intensität betreffen, eine untergeordnete Rolle. Vielmehr sind Gemeinsamkeiten festzustellen, wenn im Falle eines Verletzungsszenarios die wirkende Belastung die individuelle Belastbarkeit des Kniegelenks in einer sportmotorischen Ausübung überschreitet (Rauch, 2018).

Typische Belastungsformen sind Sprung- und Landemanöver mit teilweise reaktiven Komponenten, spontanen Richtungswechseln, einbeinigen Landungen sowie Seitwärtsbewegungen (Alentorn-Geli et al., 2014; Kromer, 2015; Waldén et al., 2015). Diese motorischen Anforderungen stellen für das verletzungsanfälligste Gelenksystem „Knie“ die höchsten Ansprüche an die Gelenkkontrolle der gesamten unteren Extremität. Es wird während dieser Aktionen hohen Kräften ausgesetzt, die eine besondere Stabilisierung erfordern (Olsen et al., 2004). Williams et al. (2001) macht hierfür die stark exponierte anatomische Position zwischen den beiden längsten Hebelarmen (Femur und Tibia) verantwortlich sowie den Einfluss der stärksten Muskelgruppen im menschlichen Körper. Durch die kaum vorhandene knöcherne Führung des Kniegelenks übernehmen die ligamentären Strukturen die Hauptfunktion als passive Stabilisatoren des Gelenks. Allein die passiven Strukturen können das Kniegelenk unter den hohen Belastungen, denen der Sportler im Wettkampf oder auch Trainingsbetrieb ausgesetzt ist, nicht kontrollieren. Es bedarf zusätzlich des optimalen Zusammenspiels mit der Skelettmuskulatur sowie dem neuromuskulären System, um den hohen, schnell wechselnden Kräften standzuhalten (Fong et al., 2009; Olsen et al., 2004). Auf diese Weise kann auf kinematische Veränderungen Einfluss genommen werden, bevor eine sogenannte „close-to-injury“ Situation eintritt. Die Senkung der Prävalenz von Kniegelenksverletzungen durch Erhöhung der dynamischen Stabilität ist somit von großem Interesse für die Sportpraxis.

Neben akuten Verletzungstraumata im Breiten- und Leistungssport haben ebenso dauerhafte Überlastungsschäden im Kontext der dynamischen Kniestabilität eine hohe Relevanz. Deutlich wird dies nicht nur für sportliche Aktivitäten, sondern auch in alltagsmotorischen Abläufen. So treten beispielsweise im Kniegelenk beim treppauf bzw. treppab Gehen resultierende Kräfte bis zu 346% des Körpergewichts auf (Kutzner, 2012). Diese Werte erhöhen sich bei ungleichmäßiger Lastverteilung und sind durch häufige Fehlbelastung ein entscheidender Faktor in der Entstehung sowie Entwicklung der Gonarthrose (Brouwer et al., 2007). Entsprechend begünstigen permanente asymmetrische Belastungen in Folge einer Valgus- oder Varusauslenkung („X“ bzw. „O“- Bein Stellung) des Kniegelenks um so stärker die laterale bzw. mediale Arthrosebildung (Sharma et al., 2010). Außer der operativen Versorgung oder konservativen Methoden (Orthesen) bei anatomischen Prädispositionen wird vor allem dem Training der dynamischen Kniestabilität ein bedeutsamer Wirkungsgrad zur Prävention der Gonarthrose zugeschrieben (Petersen et al., 2016).

Eng verknüpft mit dem Motiv der Verletzungsprävention, ist die dynamische Gelenk-
 stabilität in gleicher Weise essentiell für die sportliche Leistungsfähigkeit und bedingt
 sich gegenseitig (Lockie, Schultz, Callaghan & Jeffries, 2013; Röthig, 1992). Schna-
 bel et al. (1997) formuliert in seinem Strukturmodell (vgl. Abbildung 2) bestimmte
 Voraussetzungen (Konstitution, Kondition, Technik und Koordination, Handlungs-
 kompetenz und Taktik) zum Erbringen einer sportlichen Leistung.

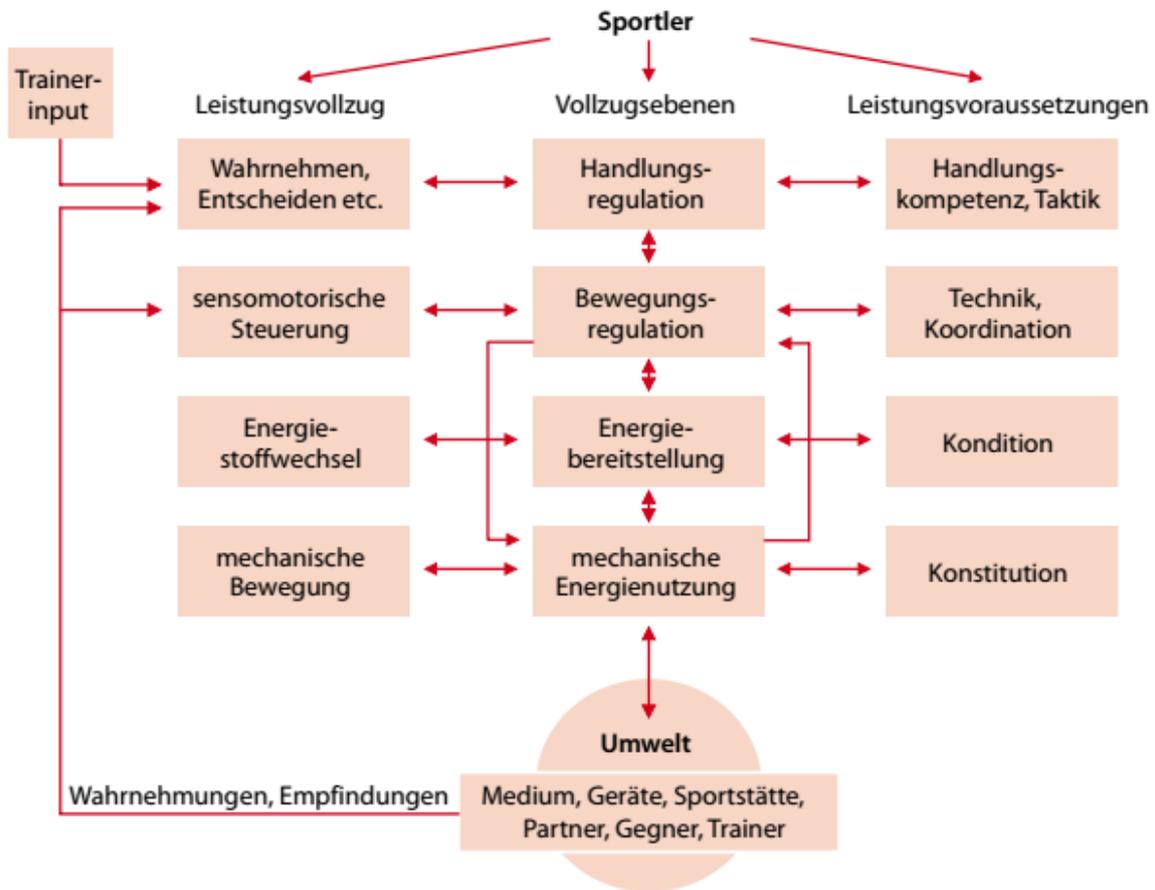


Abbildung 2: Modellansatz der verallgemeinerten Struktur sportlicher Leistungen. (modifiziert nach Gundlach, 1980; Schnabel et al. 1997. Hottenrott & Hoos, 2013, S. 450).

Diese wirken nicht gleichermaßen, sondern stehen je nach situativer Anforderung für eine sportliche Leistung verstärkt im Fokus und führen über die zugehörigen Vollzugsebenen zum Leistungsvollzug. Betrachtet man nach diesem Prinzip eine typische sportliche Handlung wie beispielsweise eine Sprung- und Landebewegung, ist festzustellen, dass eine Kombination in den Vollzugsebenen der mechanischen und energetischen Energienutzung- und Bereitstellung in den Vordergrund rückt (Hottenrott & Hoos, 2013). Von entscheidender leistungsbestimmender Bedeutung lässt sich die muskuläre Aktivität, insbesondere die neuromuskuläre Kontrolle, herausdeuten (Wirth, Sander, Keiner, & Schmidtbleicher, 2011). Um diese energetische Bereitstellung gerichtet zu übertragen, bedarf es einer optimalen Kniegelenkskontrolle, die sich durch eine axiale Ausrichtung über die Beinlängsachse ausdrückt:

„Die Kräfte müssen koordiniert und gerichtet über die Gelenke übertragen werden. Geschieht hier ein Fehler, resultiert daraus eine fehlerhafte Bewegungsausführung, die zu einer Qualitätsminderung der sportlichen Bewegung führen kann“ (Gruber, 2001, S. 8).

Unter diesem Aspekt kann eine optimale sportliche Leistung als bestmögliche Bewältigung der spielsporttypischen motorischen Aufgabenstellungen eingeordnet werden.³ Je höher die Kontrolle des Kniegelenks ist, definiert durch eine möglichst geringe Abweichung der axialen Orientierung der unteren Extremität, desto schneller oder kraftvoller kann ein Spielsportler typische Bewegungen wie Richtungswechsel oder Landemanöver ausführen. Diese Aktionen sind integrativer Bestandteil spieltypischer Grundelemente wie Täuschungs-, Lauf- oder Sprungmanöver in den Ballsportarten und entscheiden in ihrer Ausführungsqualität über einen möglichen Vorteil in der konkreten Spielsituation: Der Spieler ist den vielzitierten „Schritt schneller“ am Ball als sein direkter Gegner oder an diesem vorbei (Luig et al., 2008, 2018; Luig & Henke 2011).

Die Qualität der symmetrischen Kraftübertragung auf die Gelenke ist demnach elementar für jeden Spielsportler, sowohl aus dem Aspekt der Verletzungsprävention als auch der Leistung. Dysfunktionale Abweichungen in Form von Rotations- oder Abduktionsbewegungen des Kniegelenks während der spieltypischen Belastungen sind als Indikatoren für eine reduzierte motorische Bewegungsqualität zu werten (Jöllenbeck et al., 2013, Numata et al., 2018). Die Fähigkeit, diese Auslenkungen des Kniegelenks kontrollieren zu können, wird als dynamische Kniestabilität bezeichnet. In der Ursachenermittlung, welche Strukturen Einfluss auf die Kontrollmechanismen nehmen können, wird aus funktionell anatomischem Hintergrund dem Hüftgelenk sowie den damit verbundenen muskulären Strukturen eine besondere Bedeutung zugemessen. Als Bindeglied in der kinetischen Verkettung ist das Hüftgelenk entscheidend für den Krafttransfer zwischen der unteren und oberen Extremität verantwortlich (Ambegaonkar et al., 2014). Die hüftumgebende Muskulatur bestimmt maßgeblich die gesamte axiale Ausrichtung der unteren Extremität durch ihre Fähigkeit, den Femur sowohl in der Rotations- als auch in der Abduktionsstellung zu positionieren. Dadurch beeinflussen diese starken Muskelgruppen, welche sich aus der Glutealmuskulatur sowie der Adduktorengruppe zusammensetzen, die dynamische Kniestabilität in den verletzungs- und leistungsrelevanten Bewegungsebenen (Cashman, 2012; Kagaya et al., 2015; Nakagawa & Petersen, 2018). In diesem wichtigen Kontext besteht u.a. laut Experten der Deutschen Kniegesellschaft⁴ weiterer Forschungsbedarf, um ein tieferes Verständnis für die Bewegungskontrolle des Kniegelenks zu erlangen. Die DKG stellt mit dem bezeichnenden Präventionsprogramm „Stop X“ fest, dass der Hauptrisikofaktor einer Knieverletzung,

³ Ommo Grupe definiert bereits 1969 die sportliche Leistung als bestmöglich erfolgreiche Bewältigung einer Bewegungsaufgabe.

⁴ DKG: Die Deutsche Kniegesellschaft wurde 2012 gegründet. Zielsetzung dieser Spezialistengruppe aus Orthopäden und Unfallchirurgen ist die Zusammenführung der Kniechirurgie mit den beteiligten wissenschaftlichen Teilgebieten in eine Fachgesellschaft.

das „X“ Bein („X“-Bein beschreibt das Einbrechen des Kniegelenks nach innen), in der Hüfte entsteht und nicht, wie naheliegend zu vermuten wäre, im Kniegelenk.⁵ Die bisherigen empirischen Ergebnisse sind uneinheitlich und unspezifisch. Einige Studien geben Hinweise und liefern Ergebnisse bezüglich der Zusammenhänge kinematischer, kinetischer und neuromuskulärer Verknüpfungen des Hüft- und Kniegelenks. Allerdings ist die Forschungslage diesbezüglich defizitär, keine bisherige Studie thematisiert diese elementare Fragestellung in einem multimodalen, ganzheitlichen Forschungsansatz unter dem technischen „state of the art“ (vgl. Kapitel 2). Ausgehend von diesem Status quo setzt die vorliegende Forschungsarbeit an, um den Einfluss der Hüftgelenkspositionierung sowie der Wirkungsweisen der hüftumgebenden Muskulatur auf die dynamische Kniestabilität zu evaluieren (vgl. Kapitel 3). Anhand vier spieltypischer Belastungsformen sollen die Hüft- und Kniekinematik, -kinetik sowie neuromuskuläre Aktivierungsmuster der beteiligten Muskelgruppen Aufschluss über Anpassungen auf die dynamische Kniegelenkskontrolle geben. Um dem Begriff „dynamische“ Kniegelenkskontrolle gerecht zu werden und ein Assessmenttool zur Verfügung zu stellen, welches eine differenzierte Betrachtung und Bewertung der Kniegelenksstabilität während der gesamten Dauer einer verletzungsexponierten Belastungsphase abbilden kann, wird die „medio-laterale Knieschlackerbewegung“ modelliert (vgl. Kapitel 3). Im Kontext der zentralen Fragestellung nach dem Einfluss der Hüftmuskulatur bzw. der Hüftpositionierung wird in der Studie eine mögliche unterschiedliche Wirkungsweise zweier Trainingsinterventionen untersucht. Ein apparatives Krafttraining und ein koordinatives Sprungtraining mit Fokussierung auf die Hüftmuskulatur werden hinsichtlich etwaiger Effekte bezüglich der dynamischen Kniegelenkskontrolle in einer Längsschnittuntersuchung miteinander verglichen. In Kapitel 4 werden die Ergebnisse vorgestellt und anschließend in Kapitel 5 im Gesamtkontext des Forschungsstands diskutiert und methodische Einschränkungen reflektiert. Abschließend erfolgt eine Schlussbetrachtung sowie Empfehlungen für weitere Forschungsvorhaben und die Sportpraxis (vgl. Kapitel 5).

⁵ Komitee Ligamentverletzungen der Deutschen Kniegesellschaft e.V. 2017.

2 Forschungsstand und Problemstellung

In diesem Kapitel werden anhand der anatomischen und mechanischen Grundlagen die generellen Kontrollmechanismen des Kniegelenks erläutert. Unter Berücksichtigung der aktuellen Forschungslage wird die Bedeutung der muskulären und neurophysiologischen Stabilisierung bei dynamischen Bewegungen verdeutlicht sowie die Relevanz der hüftumgebenden Muskulatur integriert. Neben den Risikofaktoren bei speziellen Bewegungsmustern werden Verletzungsmechanismen beschrieben und Möglichkeiten im Sinne der Prävention und Leistungsförderung vorgestellt. Daraus lassen sich zentrale, präventive Trainingselemente ableiten, die als Interventionsmaßnahmen im Studienteil 3 verwendet werden.

2.1 Grundlagen der funktionellen Kniegelenkstabilität

Das Kniegelenk (*articulatio genus*, siehe Kap. 2.1.1) „ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers“ (Faller & Schünke, 2012, S. 191). Durch seine Komplexität und Anatomie ist es unter Belastung als mechanisch instabil zu bezeichnen. In der Extension erfüllt es eine stabile Stütz- und Tragefunktion für das Bein (Tittel, 2003), jedoch lässt es in Flexionsstellung auch innen- und außenrotatorische Auslenkungen zu. Diese Aufgaben erscheinen gegensätzlich, aber genau durch diese funktionelle Flexibilität sind umfangreiche Bewegungsmuster der unteren Extremität möglich. Zusätzlich zu diesen Aufgaben ist der mechanische Gelenkaufbau aus Femur, Tibia und Patella sehr komplex. Diese Komposition macht das Kniegelenk zu einem der kompliziertesten und gleichzeitig empfindlichsten Gelenke des menschlichen Körpers (Tittel, 2003).

Aufgrund des anatomischen Aufbaus bedarf es einer Vielzahl aktiver und passiver Strukturen sowie neuronaler Regulationsprozesse, um sowohl eine statische als auch dynamische Stabilität zu gewährleisten. Burstein und Wright (1997, S.47) definieren den Begriff Gelenkstabilität als die „Fähigkeit eines Gelenks, über den gesamten Bewegungsspielraum hinweg eine adäquate funktionelle Position einzunehmen“. Die Autoren führen weiter aus, dass in einem stabilen Gelenksystem auch höhere Belastungen nicht zu einer räumlichen Positionsänderung der Gelenkkontakte führen. Weiter ist ein Gelenk als stabil zu betrachten, wenn die funktionelle Beweglichkeit vor allem bei translatorischen sowie rotatorischen Bewegungen, die in der Frontal- und Sagittalebene auftreten, erhalten bleibt. Demnach beschreibt Gruber (2001), dass die Gelenksexkursionen in Form von Knieabduktion und -adduktion, Knieinnen- und -außenrotation als mechanische Parameter für das Maß einer funktionellen Kniegelenkstabilität gelten. Eine geringe axiale Abweichung in der Frontal- und Sagittalebene (vgl. Kap. 2.2, 2.3) reduziert die auftretenden Gelenkmomente und ermöglicht es den stabilisierenden Strukturen auftretende Kräfte zu regulieren und zu kompensieren (Moewis et al., 2016; Gruber, Bruhn & Gollhofer, 2006; Gruber, 2001; Gokeler,

Zantop & Jöllenbeck, 2010). Dieser Regelungsprozess befähigt das Gelenk, nach einer Auslenkung möglichst schnell wieder in eine achsneutrale und somit gewünschte Bewegungsausführung zurückzukehren. Allein die Knochenarchitektur für sich betrachtet, kann auf Grund der Inkongruenz der Tibia- und Femurkondylen wenig zur funktionellen Stabilität beitragen. Die geringe knöcherne Übereinstimmung wird durch die Passform und Funktionalität der Menisken korrigiert. Diese Einheit aus Knochenstruktur und Menisken kann allerdings hinsichtlich der Betrachtung von auftretenden Belastungen im Sport nur ein minimales Maß an Stabilität liefern. Der Bandapparat hingegen erfüllt eine protektive und stabilisierende Funktion des Gelenks (Williams et al., 2001, 2005; Logan et al., 2004). Dabei führen die verschiedenen Bänder die artikulierenden Skelettsegmente während einer Bewegungsausführung und sichern synergetisch das Gelenk, je nach Kniewinkel und Belastungsrichtung. Diese protektive Funktion kann bei moderater Belastung ausreichend für die Stabilisierung sein. Bereits bei Alltagsbewegungen wie dem Treppenabstieg erfährt das einzelne Kniegelenk erhöht auftretende Druckkräfte um das 3,46 fache (Kutzner et al., 2010, 2012) des Körpergewichts. Die Belastungen, die bei dynamischen Bewegungen in sportlichen Aktivitäten auftreten (Sprünge, schnelle Richtungsänderungen und Drehungen) übersteigen jedoch oft die Belastbarkeit der passiven Stabilisatoren.

Um eine permanente, situativ adäquate Positionierung des Gelenks zu realisieren und die passiven Strukturen des Kniegelenks zu unterstützen und zu sichern, nimmt die muskuläre und neurophysiologische Kontrolle des Gelenks eine zentrale Rolle ein. Zur detaillierten Darstellung der komplexen Gefüge der Gelenkstabilisation und -kontrolle werden nachfolgend in Kapitel 2.1.1 zunächst die passiven Strukturen beschrieben. Weiter erfolgt in Kapitel 2.1.2 eine detaillierte Übersicht der muskulären Möglichkeiten bezüglich der dynamischen Kniegelenkskontrolle.

2.1.1 Kinematische und strukturelle Aspekte des Kniegelenks

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) besteht funktionell aus zwei Einzelgelenken. Es ist ein zusammengesetztes Gelenk, in dem die drei Knochen Femur, Tibia und Patella miteinander artikulieren. Das Femorotibialgelenk (*Articulatio femorotibialis*) wird aus dem Femur und der Tibia gebildet, im Femoropatellargelenk (*Articulatio femoropatellaris*) sind Femur und Patella gelenkig miteinander verbunden (Thews, Mutschler, & Vaupel, 1999). Die beiden Gelenke werden von einer gemeinsamen Gelenkkapsel umschlossen und sind ebenso in einer zusammenhängenden Gelenkhöhle positioniert. Die Fibula wird, gegensätzlich bspw. zum Ellenbogengelenk, das beide Unterarmknochen gelenkig mit dem Oberarmknochen verbindet, nicht dem Kniegelenk zugeordnet.⁶

⁶ In der Literatur wird kontrovers diskutiert, ob das Tibiofibulargelenk anatomisch zum Kniegelenk zählt. Es stellt eine gelenkige Verbindung zwischen Schien- und Wadenbein da. Es artikuliert nicht mit dem Femur und wird funktionell dem oberen Sprunggelenk zugeteilt.

2.1.1.1 Das Femoropatellargelenk

Das Femoropatellargelenk befindet sich zwischen Femur und Patella. Die Form als Schlittengelenk ermöglicht der Patella eine Gleitbewegung über die Vorderfläche der Femurkondylen und überträgt die Kraft des M. quadriceps femoris auf die Tibia (Wolff & Brechtel, 2000; Wolff, Brechtel, Zinner, & Boldt, 2000). Die Patella erfüllt die Funktion eines Hypomochlions und erwirkt über eine Vergrößerung der Hebelarme bei konstantem Kraftaufwand eine erhöhte Streckkraft im Kniegelenk (vgl. Abbildung 3).

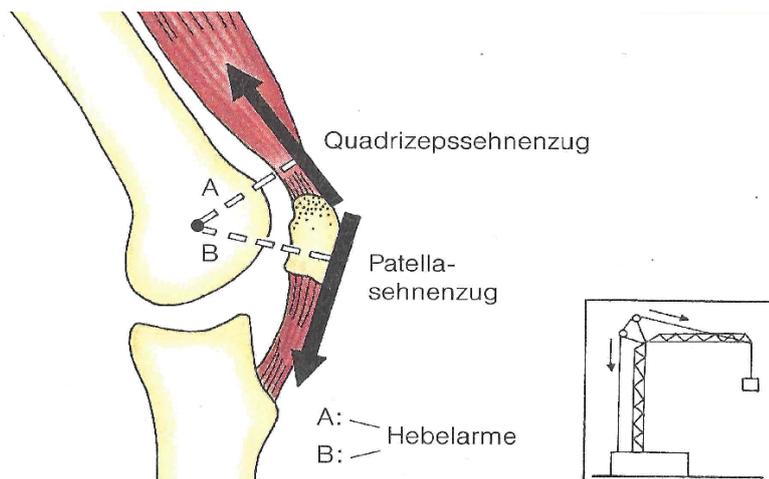


Abbildung 3: Hypomochlionfunktion der Patella (Geiger, 2001, S. 125).

Die kraftvolle Extension des Unterschenkels in der Endphase wird erst durch die patellare Hebelwirkung ermöglicht. Mit zunehmender Flexion nimmt die Kontaktfläche der korrespondierenden Gelenkflächen von Femur und Patella zu und erreicht bei 45° Beugung maximalen Kontakt. In Flexionstellungen über 90° gleitet vermehrt die Ansatzsehne des M. quadriceps femoris über die Femurkondylen und vergrößert die Kontaktfläche (Geiger, 1991).

Auftretende Belastungen können so über ein angepasstes Verhältnis der Kraftwirkung pro Flächeneinheit kompensiert werden. Diese mechanischen Voraussetzungen sind von Bedeutung, da bei dynamischen Bewegungen des Kniegelenks die Zugkraftentwicklung des quadriceps femoris sowie die femorpatellare Kompressionskraft⁷ balanciert werden müssen (Richard & Kullmer, 2014). Bei zunehmendem Flexionsgrad nimmt der retropatellare Anpressdruck nahezu exponentiell zu und kann je nach Belastungssituation das Mehrfache des Körpergewichts überschreiten (Geiger, 1991; Wolff & Brechtel, 2000). Einfluss auf die retropatellare Druckverteilung und damit auf mögliche Überlastungserscheinungen haben neben der Form der Patella sowie etwaige muskulären Dysbalancen des M. quadriceps femoris vor allem der Knieachsenwinkel. Dieser sogenannte Q-Winkel beschreibt die veränderte Ausrichtung der Tibia gegenüber dem Femur in der Frontalebene (Fulkerson & Hungerford, 1990). Eine Erhöhung des Q-Winkels führt zu einer Abduktionsbewegung (Valgisierung) im Kniegelenk, die im Femorotibialgelenk kontrolliert werden kann.

⁷ Die femorpatellare Kompressionskraft wirkt als retropatellarer Anpressdruck auf die Rückseite der Patella und die korrespondierenden Femurkondylen sowie die Patellarsehne.

2.1.1.2 Das Femorotibialgelenk

Das Femorotibialgelenk ist hinsichtlich seiner Mechanik und funktionellen Anatomie das eigentliche, hauptsächlich für die Beugung zuständige Kniegelenk (vgl. Abbildung 4). Als Kombination aus einem Radgelenk und einem Scharniergelenk wird es als Drehschanier- oder auch bikondyläres Gelenk definiert und besitzt zwei Freiheitsgrade (Platzer, 2005, 2013; Kapandji, 1992).

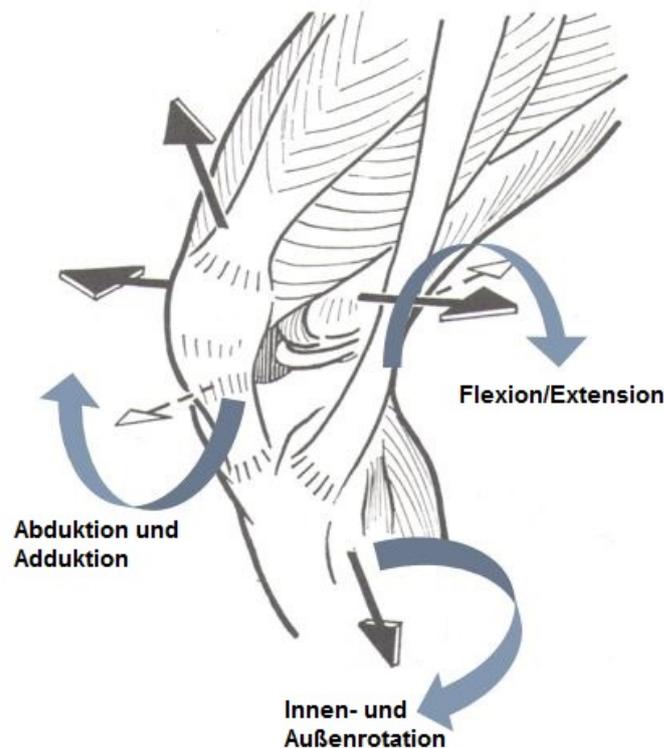


Abbildung 4: Bewegungsachsen des Kniegelenks (modifiziert nach: Kapandji, 1992, S. 67).

- Der erste Freiheitsgrad beschreibt die Rotation der Tibia zum Femur um die in der Frontalebene liegende Transversalachse. Dadurch wird die Flexions- und Extensionsbewegung in der Sagittalebene ermöglicht.
- Der zweite Freiheitsgrad ist eine Rotationsbewegung des Unterschenkels um die in der Sagittalebene liegende Longitudinalachse. Bei gebeugtem Knie kann eine Innen- bzw. Außenrotation des Unterschenkels in der Transversalebene erfolgen.
- Die Adduktions- bzw. Abduktionsbewegung ist nicht als Freiheitsgrad definiert, hat allerdings eine hohe Relevanz im Kontext des Verletzungsmechanismus im Kniegelenk. Im gebeugten Gelenk finden geringe seitliche Auslenkungen statt. Eine Drehung um die rechtwinklig zur Transversal- und Longitudinalachse positionierte Achse in der Frontalebene bewirkt ein mediales bzw. laterales Aufklappen des Kniegelenks (Q-Winkel).

Die Knochen des Femurs und der Tibia sind in ihrer Form zueinander nicht sehr passgenau. Die beiden konvexen Femurkondylen⁸ artikulieren mit den ovalen, leicht konkaven Gelenkflächen des Tibiaplateaus. Dieses besitzt medial eine nach innen gewölbte Form, die im Zusammenspiel mit der medialen Femurkondyle eine stärkere knöcherne Führung besitzt als auf der lateralen Seite. Auf der lateralen Seite findet sich eine leichte Außenwölbung des Tibiaplateaus und vermindert die Passgenauigkeit gegenüber der korrespondierenden Femurkondyle (Appell & Stang-Voss, 2008; Kapandji, 1992).

Demnach stehen die konvexen Formen der Femurkondylen den konkaven tibialen Gelenkflächen gegenüber, woraus sich der Mechanismus der Roll-Gleitbewegung des Kniegelenks ergibt (vgl. Abbildung 5). Die tibialen Gelenkflächen weisen eine

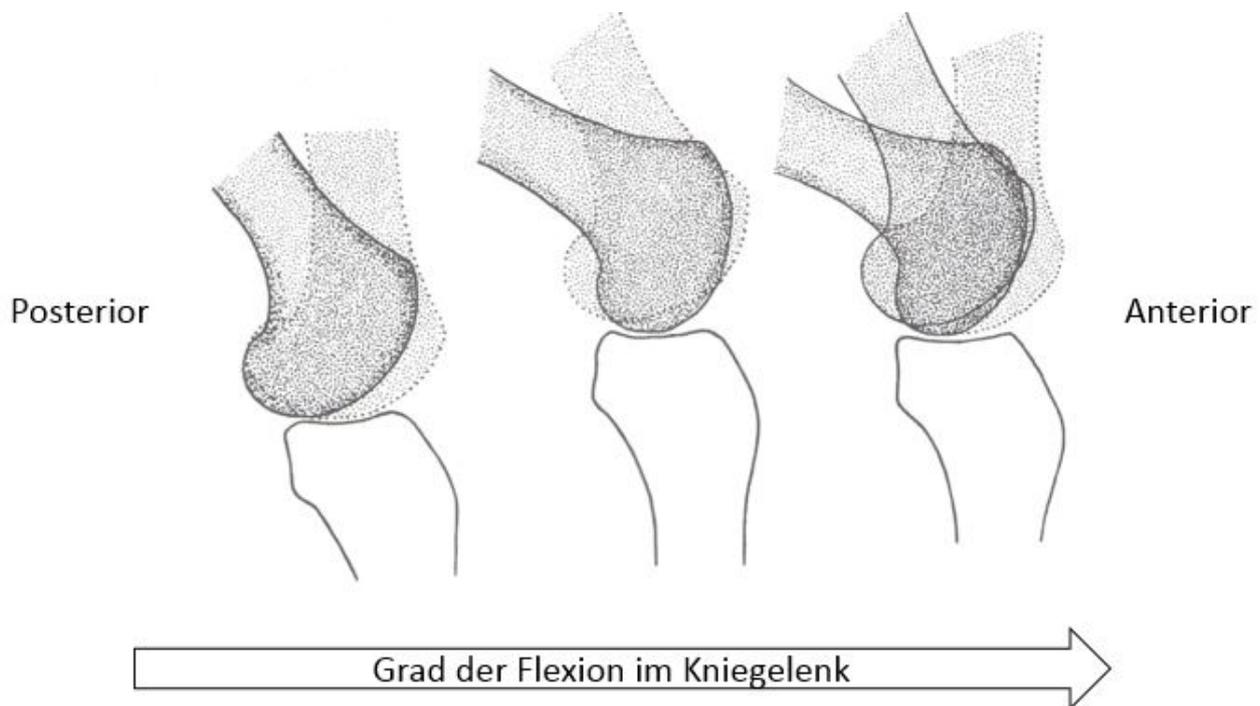


Abbildung 5: Verringerung der Gelenkkontaktflächen bei zunehmender Beugung (modifiziert nach: Calais-Germain, 1985, S. 214).

unterschiedliche Geometrie auf, wobei die mediale Fläche nach kranial konkav und die laterale Fläche nach kranial konvex verläuft. Die Gelenkflächen berühren sich während der Roll-Gleitbewegung in ihrer Inkongruenz immer nur punkt- oder linienförmig, was für die Stabilität vor allem in der Beugung des Kniegelenks nachteilig ist (Kapandji, 1992; Richard & Kullmer, 2013). Mit zunehmender Beugung verschiebt sich die Rotationsachse der Femurkondylen nach posterior, die korrespondierenden Gelenkflächen reduzieren sich weiter bei gleichzeitig zunehmender femoropatellarer Kompressionskraft.

⁸ Der mediale Kondylus unterscheidet sich sowohl in seiner anterior-posterior Achsenausrichtung als auch in einer kleineren Gesamtfläche zum lateralen Kondylus (Platzer, 1999).

In diesem Kontext spielt die um ca. 10° nach posterior abfallende Tibia eine wichtige Rolle in der antero-posterioren Kontrolle der Kniestabilität. Aufgrund dieser anatomischen Beschaffenheit können erhöhte Belastungen wie Bergablaufen oder Landungen nach Sprüngen balanciert und das Abgleiten der Tibia gegenüber dem Femur kontrolliert werden. Die gelenkbildenden Knochen verfügen über einen dünnen Knorpelüberzug und können in einem gewissen Maß die beschriebenen Inkongruenzen ausgleichen und damit die funktionelle Stabilität erhöhen. Die Hauptfunktion besteht jedoch darin, Stoß- und Druckeinwirkungen bei körperlicher Aktivität abzufangen (Schünke, 2000; Wirhed, 2001).

Einen größeren Einfluss, um die physiologische Inkongruenz zwischen den Gelenkteilen auszugleichen, haben die beiden halbmondförmigen Menisken. Die dem Tibia-plateau zugewandte Seite ist eben, die den Femurkondylen zugewandte Seite konkav. Durch diese Anpassung tragen die Menisken wesentlich zur Druckverteilung bei, indem sie die Fläche vergrößern, auf die Kraft einwirkt. So ergibt sich aus einem punkthaften- bzw. linienartigen Kontakt ein flächenhafter Gelenkkontakt. Auf diese Weise können ca. ein Drittel der im Kniegelenk übertragenen Last durch die Menisken übernommen werden (Schünke, 2000). Um diese Funktion zu erfüllen, bestehen die Menisken aus Kollagenfasern, die ein dreidimensionales, arkadenförmiges Gitter bilden. Dieses Gebilde zeichnet sich durch eine hohe Verformbarkeit bei gleichzeitig sehr hoher mechanischer Festigkeit aus (Faller & Schünke, 2003; Tittel, 2003).

Die aufgezeigten Strukturen können nur bedingt für Stabilität im Kniegelenk sorgen und die inkongruenten Kontaktflächen kompensieren. Es bedarf einer weiteren passiven Stabilisierung durch starke Bandstrukturen, um einerseits Dislokationen der Tibia gegenüber dem Femur zu vermeiden, andererseits die funktionelle Beweglichkeit der unteren Extremität zu gewährleisten (Appel & Stang-Voss, 2008; Tittel, 2003).

2.1.1.3 Stabilisierende Funktion der ligamentären Strukturen

Der Bandapparat im Knie gehört zu den passiv stabilisierenden Bestandteilen des Kniegelenks und wird in zwei Gruppen unterteilt: Außenbänder und Binnenbänder des Kniegelenks. Sie schützen das Gelenk gegenüber Distorsion, Hyperextension und Hyperflexion. Vor allem bei passiver Belastung stellen die ligamentären Strukturen die Stabilität sicher (Williams et al., 2001) (vgl. Abbildung 6).

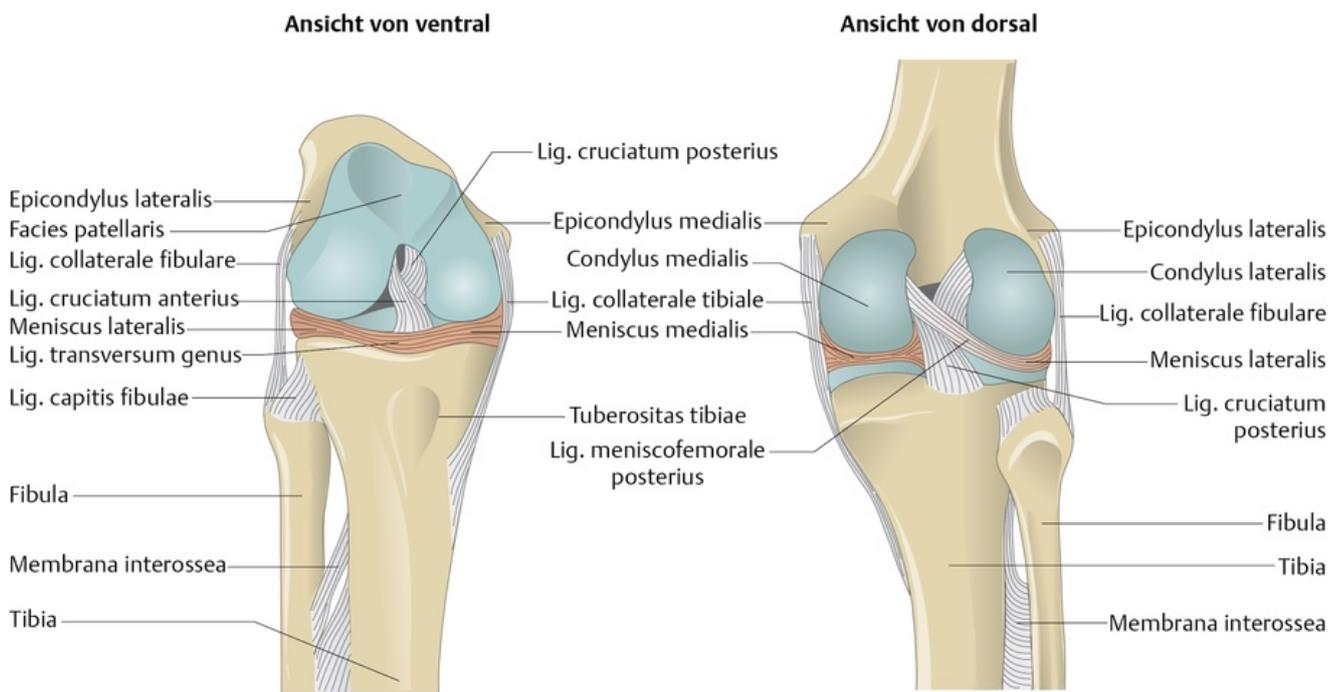


Abbildung 6: Schematische Darstellung eines rechten Kniegelenks von ventral (links) sowie dorsal (rechts) mit Bandapparat, Menisken sowie artikulierenden Verbindungen (Bommas-Ebert, Teubner & Voß, 2011, S. 204).

Außenbänder

Zu den Außenbändern zählt man das innere Kollateralband (Lig. collaterale tibiale)⁹ sowie das äußere Kollateralband (Lig. collaterale fibulare). Das Lig. collaterale mediale ist ein dreieckiges, flaches Band, welches breitflächig vom inneren Oberschenkelknorren (Condylus medialis) zur Innenseite der Tibia verläuft. Es ist in die äußere Schicht der Gelenkkapsel eingebaut und fest mit dem Innenmeniskus verwachsen. Das Lig. collaterale laterale ist ein bleistiftdickes Band, welches zylinderförmig vom seitlichen Oberschenkelknorren (Condylus lateralis) zum Wadenbeinkopf (Caput fibulae) zieht. Es hat keine feste Verbindung zur Gelenkkapsel und zu den Menisken (Platzer, 1999). Die beiden Kollateralbänder haben großen Einfluss auf die Führung und Stabilität des Femorotibialgelenks.

Sie sind in Streckstellung gespannt und verhindern Auslenkungen in der Frontalebene sowohl nach medial (Knieabduktion / Valgus) als auch lateral (Knieadduktion / Varus). Die zentrale Aufgabe der Kollateralbänder liegt in der Stabilisierung des gestreckten Kniegelenks, in dem sie Varus- und Valgusstress entgegenwirken und damit ein seitliches Wegknicken des Standbeins verhindern. In der Flexion erschlaffen beide Bänder, da sich jeweils Ursprung und Ansatz annähern. Mit zunehmender Beugung lassen sich Rotationsbewegungen sowie passiv auch Lateralbewegungen durchführen (Schünke, 2014; Appel & Stang-Voss, 2008).

⁹ Das Lig. collaterale tibiale ist mit dem medialen Meniskus verwachsen.

Binnenbänder

Fehlt die stabilisierende Wirkung der Außenbänder bei gebeugtem Kniegelenk, bedarf es der Kreuzbänder (Ligamenta cruciata), um Translations- und Rotationsbewegungen der Tibia zum Femur zu stabilisieren.

„Die beiden Kreuzbänder bilden das Kernstück der Kniegelenkkinematik (We. Müller 1977), sie sind die primären Stabilisatoren gegen die anteroposteriore Translation der Tibia (Butler et al. 1980)“ (Friederich & O'Brien, 1990, S. 80).

Von der Seite und von vorne betrachtet, überkreuzen sie sich dabei in ihrem Verlauf. Indem die Kreuzbänder ein verschobenes Abgleiten der Gelenkflächen nach anterior bzw. posterior verhindern, stabilisieren sie das Knie. Zusätzlich hemmen sie die Rotationsbewegung, besonders die Innenrotation, bei der sie sich um einander wickeln und das vordere Kreuzband sich spannt. Bei der Außenrotation wickeln sie sich auseinander, wodurch das Knie bei maximaler Streckung immer ein wenig nach außen rotiert¹⁰ (Appell & Stang-Voss, 2008; Faller & Schünke, 2012).

Das hintere Kreuzband (Lig. cruciatum posterius) ist das kräftigste Band des Kniegelenks. Es inseriert an der Innenseite der medialen Femurkondyle und zieht nach posterior an den hinteren Anteil des tibialen interkondylären Bezirk (Appell & Stang-Voss, 2008). Bei Flexion spannt sich das Band und verhindert damit eine nach posterior gerichtete Translation der Tibia.¹¹ In Extensionsstellung verhindert es gemeinsam mit dem vorderen Kreuzband eine Hyperextension des Gelenks. In weiterer Interaktion mit dem vorderen Kreuzband kontrolliert es die Innenrotation der Tibia.

Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius) hat seinen Ursprung am medialen Tibiaplateau, von wo es posterior-lateral nach schräg oben verläuft und medial am lateralen Femurkondylus inseriert. Das Band ist in sich torquiert und teilt sich in ein anterior-mediales und ein posterior-laterales Faserbündel auf, welches je nach Flexionswinkel des Kniegelenks unterschiedliche Spannung erfährt (Kapandji, 2009; Scuderi & Tria, 2010).

Bei Beugung spannt sich das anterior-mediale Faserbündel, wogegen das posterior-laterale Faserbündel zunehmend entspannt. In der Streckbewegung kehrt sich der Mechanismus um, das posterior-laterale Bündel übernimmt zunehmend die Sicherung, unter anderem gegenüber einer Hyperextension des Gelenks. Durch diese Wechselwirkung wird gewährleistet, dass die nach anterior gerichtete Translation

¹⁰ Dieser Mechanismus wird als Schlussrotation bezeichnet und bewirkt eine Stabilisierung des Kniegelenks in der Streckung. Die letzten 10° der Knieextension werden lediglich durch gleichzeitige unwillkürliche Außenrotation des Unterschenkels um 5° möglich, welche u.a. durch Anspannung des vorderen Kreuzbandes erfolgt.

¹¹ Dieser Mechanismus wird als hintere Schublade bezeichnet: Es beschreibt eine Abgleitbewegung des Unterschenkels nach hinten. Eine Verschiebung bei 90° Knieflexion um 0,5cm deutet auf eine Schädigung des hinteren Kreuzbands hin.

der Tibia¹² in unterschiedlichen Beugewinkeln gesichert ist (Petersen, Forkel, Achtnich, Metzlauff, & Zantop, 2012). Neben dieser Hauptaufgabe fungiert das vordere Kreuzband als Stabilisator in knieabduzierenden Bewegungen (Knievalgisierung) bei erschlafftem Lig. collaterale mediale im gebeugten Kniegelenk. Zudem wirkt das anterior-mediale Faserbündel bei innenrotatorischen Bewegungen des Tibiaplateaus gegenüber dem Femur stabilisierend (Pivot-shift-Mechanismus¹³, vgl. Kapitel 2.3).

Das vordere Kreuzband hat bezüglich der Fragestellung der vorliegenden Arbeit eine besondere Relevanz. Neben der zentralen Aufgabe der passiven Stabilisierung ist es in dieser wichtigen Funktion gleichzeitig eine der häufigsten sowie schwerwiegendsten verletzten Strukturen des Kniegelenks. Daraus ergibt sich, dass die sport- und medizinwissenschaftlichen Forschungsinteressen bezüglich des Kniegelenks eine klare Fokussierung auf die Senkung der Prävalenz von Verletzungen des vorderen Kreuzbands haben. Die Inzidenzrate sowie der Verletzungsmechanismus an sich wird üblicherweise als Indikator für eine dysfunktionelle Kniegelenkstabilität verwendet (Alentorn-Geli et al., 2009; Cumps, Verhagen, Annemans, & Meeusen, 2008; Lam et al., 2009; Myer, Ford, Brent, & Hewett, 2007; Renstrom et al., 2008; Zebis et al., 2011; Moussa, Zouita, Dziri, & Ben Salah, 2009).

2.1.2 Die neuromuskuläre Kniegelenkskontrolle

Betrachtet man die Beanspruchung des Kniegelenks bei alltäglichen Belastungen wie dem Gang in der Ebene, dem Bergablaufen oder Treppensteigen, ist festzustellen, dass Kräfte bis zum Dreifachen des Körpergewichts auftreten (Duda et al., 2011) (vgl. Abbildung 7, links). Im Fall sportlicher Aktivitäten wie Landungen nach Sprüngen können Kräfte erreicht werden, die das Kniegelenk um das Fünffache und mehr des Körpergewichts belasten. Insbesondere bei axialen Abweichungen in Form einer Knieabduktion (Valgisierung) erfährt das Gelenk bereits bei einer deutlich erhöhten sowie asymmetrischen Belastung (vgl. Abbildung 7, rechts).

¹² Die vordere Schublade beschreibt den gleichen Mechanismus der hinteren Schublade, allerdings bezogen auf eine Abgleitbewegung nach vorne, womit eine Schädigung des vorderen Kreuzbandes in Verbindung gebracht wird.

¹³ Pivot-shift-Mechanismus: Es handelt sich um eine kombinierte Bewegung, welche eine translatorische Verschiebung der Tibia nach anterior bei gleichzeitigem Valgusstress in Innenrotationsstellung beschreibt.

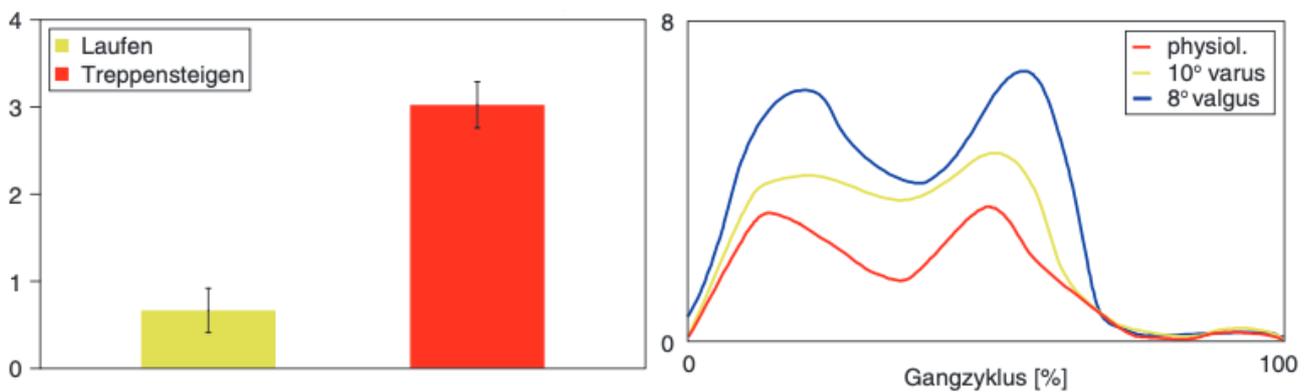


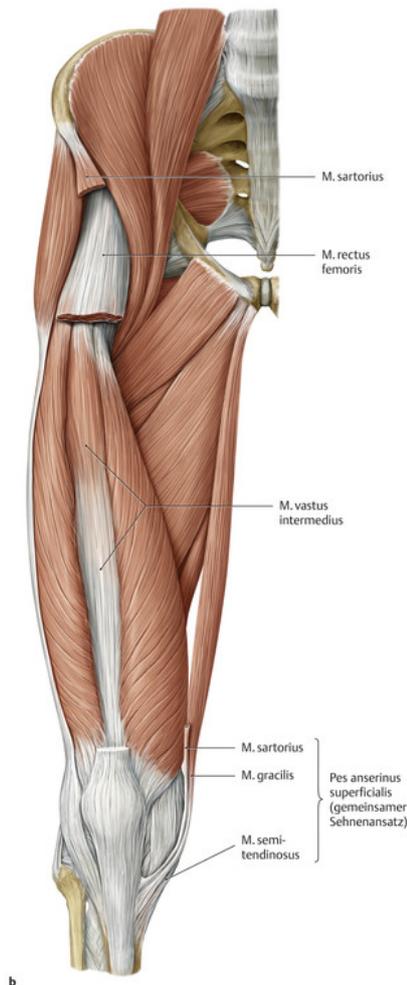
Abbildung 7: Links: Anstieg der Gelenkkontaktkräfte beim Laufen/Treppensteigen (Ordinate: Mehrfache des Körpergewichts; Abzisse: gelb Laufen, rot Treppensteigen). Rechts: Deutliche Mehrbelastung des lateralen Gelenkkompartiments (Ordinate: Mehrfache des Körpergewichts; Abzisse: Standphase im Gangzyklus) bei 8° Valgisierung. (Duda et al., 2011, S.23, S.27).

Der Bandapparat kann in seiner passiven Funktion die auftretenden Kräfte partiell balancieren. Unter dynamischer Beanspruchung ist die ligamentäre Kontrolle in ihrem Wirkungsgrad stark limitiert (Aune, Ekeland, & Nordsletten, 1995; Jöllenbeck et al., 2013). Erst in Interaktion mit den aktiv stabilisierenden Strukturen ergibt sich ein funktionelles Zusammenspiel, das die Kontrolle und Stabilität des Kniegelenks in dynamischen Belastungsformen ermöglicht. Die muskulären Strukturen tragen durch ihr Kraft- und Reflexverhalten maßgeblich zur dynamischen Kniestabilität bei. Grundsätzlich können die passiven Strukturen nur sehr bedingt durch Trainingsinterventionen beeinflusst werden, die muskulären Strukturen sind in ihrer Funktion als Kniestabilisatoren mannigfaltig adaptionsfähig und können entsprechend Einfluss auf die dynamische Kniegelenkskontrolle nehmen. Die aktive Stabilisierung des Kniegelenks wird durch ein komplexes Wirken unterschiedlicher Muskelgruppen der unteren Extremität realisiert. Der direkte Einfluss der kniegelenksumgreifenden Muskelgruppen ist wissenschaftlich erwiesen und wird klassischerweise als primäre Stabilisatoren gesehen um Bewegungen in allen Ebenen des Kniegelenks kontrollieren zu können (Faller & Schünke, 2012; Aus der Fütten, Faude, Hecksteden, Such, Hornberger, & Meyer, 2013; Mutschler, Schaible, Vaupel, & Thews, 2007). Darüber hinaus wird, was auch Inhalt der vorliegenden Arbeit ist, der hüftumgebenden Muskulatur eine maßgebliche Beteiligung an der Kniegelenkstabilisierung zugeschrieben (Alentorn-Geli et al., 2009; Imwalle, Myer, Ford, & Hewett, 2009; Kagaya, Fujii, & Nishizono, 2015).

Nachfolgend werden in diesem Kapitel anhand der Anatomie die stabilisierenden Beiträge der Muskelgruppen erläutert sowie deren funktionellen Zusammenhänge aufgezeigt. Der Fokus liegt auf ausgewählten Muskeln, die eine hohe Relevanz für die Thematik der vorliegenden Arbeit besitzen.

2.1.2.1 Ventrale Oberschenkelmuskulatur

Der M. quadriceps femoris setzt sich als vierköpfiger Oberschenkelstrecker aus den einzelnen Anteilen M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. vastus intermedius sowie dem M. rectus femoris zusammen und bilden den kräftigsten Muskel des menschlichen Körpers (Platzer, 2013). Die drei Mm. vastii entspringen allesamt am



Femur, lediglich der M. rectus femoris als zweigelenkiger Muskel inseriert am oberen Rand der Hüftgelenkpfanne sowie am vorderen unteren Darmbeinstachel. Gemeinsam vereinigen sich die vier Muskeln in die Quadricepssehne, in welche die Patella eingelagert ist. Distal der Patella setzt sich die Quadricepssehne als Lig. patellae fort und inseriert an der Schienbeinrauigkeit (Tuberositas tibiae). Ebenfalls an der Tuberositas tibiae inseriert der M. sartorius, der als zweigelenkiger Muskel an der Spina iliaca anterior superior entspringt. In seiner Funktion bewirkt der M. sartorius, der zusammen mit den Mm. gracilis und semitendinosus medial an der Schienbeinrauigkeit ansetzt, eine Innenrotation und Beugung im Kniegelenk. Gemeinsam wirken diese drei medial ansetzenden Muskeln Abduktionsmomenten des Kniegelenks entgegen, welche bei der Kontrolle des Kniegelenks in der Frontalebene von besonderem Interesse sind (Besier, Lloyd, & Ackland, 2003; Cochrane et al., 2010). Die Hauptfunktion des M. quadriceps femoris besteht in der Stabilisierung des Kniegelenks in der Sagittalebene und ermöglicht bei konzentrischer Arbeit die Extension. In der exzentrischen Phase hingegen wird die Beugung im Kniegelenk verhindert.

Abbildung 8: Anatomie der ventralen Oberschenkelmuskulatur. Ansicht von ventral (Schünke et al., 2011, S. 508).

Aufgrund seines großen physiologischen Querschnitts übertrifft er die Kraftwirkung aller Knieflexoren wesentlich.¹⁴ Besonders deutlich wird der Einfluss der entwickelten Kraft des M. quadriceps femoris während der exzentrischen Phase bezüglich der Belastung des vorderen Kreuzbands. In dieser Situation konnten Grood, Suntay, Noyes, & Butler (1984) anhand von Kadaverstudien zeigen, dass eine Kontraktion des M. quadriceps femoris mit abnehmender Beugung die Belastung des vorderen

¹⁴ Bei verhältnismäßig stärker ausgeprägter Quadricepsmuskulatur zu der Beugemuskulatur kann die Tibia über das physiologische Maß hinaus nach anterior bewegt werden. Können die Kniebeuger diese Kraft nicht balancieren, erfährt das vordere Kreuzband eine erhöhte Belastung und destabilisiert das Kniegelenk (Hewett, Ford, Hoogenboom, & Myer, 2010).

Kreuzbands erhöht. Dabei nimmt die Kraffteinwirkung des M. quadriceps femoris auf die anterior-tibiale Translation zu, wobei bis zu 6000 N entwickelt werden. Auf diese Weise können im vorderen Kreuzband Kräfte bis zu 2000 N wirken, was ausreicht, um es bis hin zu einer Ruptur zu verletzen (Griffin, 2001). Im Rahmen einer weiteren in vitro Studie simulierten DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett (2004) anhand von Humanpräparaten eine Quadricepskraft von 4500 N bei 20° Knieflexion. Unter dieser Belastung, in Verbindung einer Abduktion sowie Innenrotation des Knies¹⁵, kam es zu relevanten Schädigungen des vorderen Kreuzbands. Grundsätzlich sind in vitro Studien für die Sportpraxis mit Vorsicht zu interpretieren. Der Transfer auf den lebenden Organismus gestaltet sich mit einer applizierten Kraft von 4500 N bei 20° Beugung als nicht realistisch für kniebelastende Momente wie beispielsweise Landungen nach Sprüngen oder laterale Seitwärtsbewegungen. Die Kraftleistung des M. quadriceps femoris bei den genannten Bewegungen kann das vordere Kreuzband belasten, jedoch reicht das Potential nicht alleinig aus, um beispielsweise eine Ruptur zu verursachen (McLean, Andrish, & Van den Bogert, 2005).

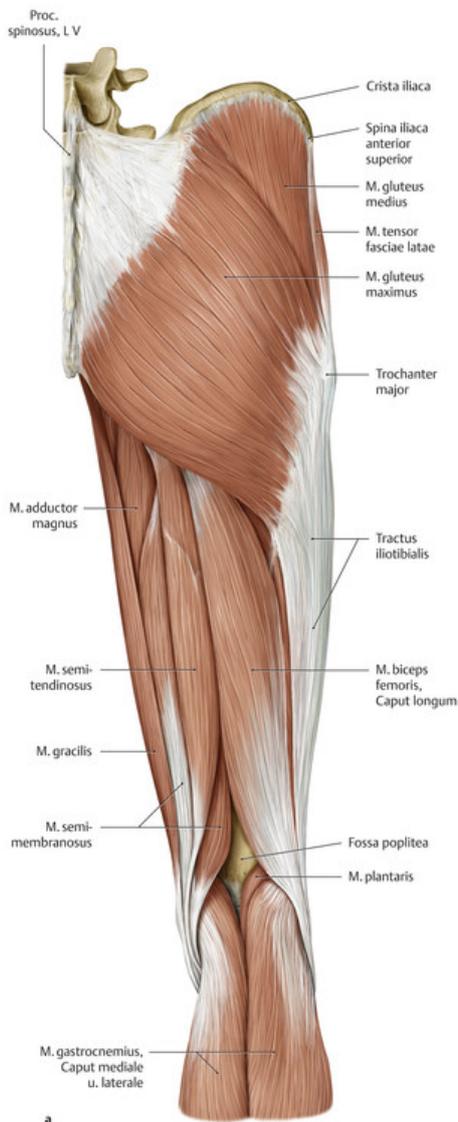
Bei weiteren Studien (in vivo) konnte gezeigt werden, dass durch die Quadricepsmuskulatur bei exzentrischer Kontraktion höhere Kräfte entstehen als bei konzentrischer Kontraktion. Hierbei erfährt das vordere Kreuzband bei durchschnittlich 22° Beugung die größte Belastung (Beynon, Howe, Pope, Johnson, & Fleming, 1992; Colby et al., 2000).

In der Gesamtbetrachtung der ventralen Oberschenkelmuskulatur kann eine Dominanz des M. quadriceps femoris eine erhöhte Verletzungsexposition des Kniegelenks bewirken. Diese Wirkungsweise kann durch eine entsprechende intermuskuläre Koordination mit der dorsalen Oberschenkelmuskulatur balanciert werden und im Zusammenspiel die Kniestabilität vor allem in der Sagittalebene erhöhen (Gokeler, Zantop, & Jöllenbeck, 2010; Griffin, 2001; Jöllenbeck et al., 2013).

¹⁵ Die Komponenten Knieabduktion und Innenrotation sind entscheidende Faktoren in der Beurteilung der Kniegelenksstabilität, in diesem Fall der Instabilität (vgl. Kap. 2.3: Verletzungsmechanismus).

2.1.2.2 Dorsale Oberschenkelmuskulatur

Die Anteile der Flexorengruppe ziehen als zweigelenkige Muskeln über das Hüft- und Kniegelenk.¹⁶ Bezüglich ihrer Ursprungs- und Ansatzpunkte Os ischii sowie am Os cruris wird diese Muskelgruppierung als ischiocrurale Muskulatur zusammengefasst.



Der M. biceps femoris entspringt mit seinem langen Kopf gemeinsam mit den Mm. semitendinosus und semimembranosus am Sitzbeinhöcker (Tuber ischiadicum), der kurze Kopf hat seinen Ursprung an der Linea aspera im mittleren Drittel des Femurs (Tillmann, 2009). Ansatzpunkt für den M. biceps femoris stellt das Fibulaköpfchen (Caput fibulae) dar, während der M. semimembranosus am medialen Tibiakondylus inseriert. Gemeinsam mit den Endsehnen der Mm. gracilis und sartorius inseriert der M. semitendinosus medial an der Tuberositas tibiae (Schünke, 2014). Hauptfunktion der ischiocruralen Muskulatur ist die Extension im Hüftgelenk sowie die Flexion im Kniegelenk. Zusätzlich fungiert der M. biceps femoris als Außenrotator im Kniegelenk, der M. semitendinosus wirkt innenrotatorisch. Insgesamt gilt die ischiocrurale Muskulatur als Antagonist des M. quadriceps femoris und erfüllt eine wesentliche Funktion in der Stabilisierung des Kniegelenks in der Sagittalebene. Vor allem für das vordere Kreuzband wird der ischiocruralen Muskulatur eine protektive Wirkung zugesprochen. Indem sie der anterior-tibialen Translation entgegenwirken kann, sichert sie den Tibiakopf in der sagittalen Ebene. Bei Aktivierung der Beugemuskulatur wird die Tibia nach posterior gezogen. Das vordere Kreuzband wird entlastet, wodurch die anterior gerichtete Translation reduziert werden kann (Melnik & Gollhofer, 2007).

Abbildung 9: Anatomie der dorsalen Oberschenkelmuskulatur. Ansicht von dorsal (Schünke et al., 2011, S. 512).

Allerdings nimmt das Kraftpotential, gegenläufig zur Wirkung der Quadricepsmuskulatur, mit zunehmender Extension ab, wodurch die ischiocrurale Muskulatur ihre pro-

¹⁶ Ausnahmen sind hier der M. popliteus und der kurze Kopf des M. biceps femoris, die eingelenkig auf das Knie wirken.

tektive Wirksamkeit bezüglich der Tibia verliert. Ein weiterer Aspekt der ischiocruralen Krafterwicklung und somit stabilisierenden Wirkung ist durch die Winkelstellung des Hüftgelenks begründet.

Bei gebeugtem Hüftgelenk erfährt die ischiocrurale Muskulatur eine Vordehnung, was zu einer Erhöhung der Flexionskraft im Kniegelenk führt (Schünke, 2018). Die stabilisierende und protektive Wirkung konnte von Withrow, Huston, Wojtys und Ashton-Miller (2008) durch eine simulierte Landung anhand von Kniepräparaten nachgewiesen werden. Dabei werden bei 25° Knieflexion unterschiedliche Krafterwirkungen der Mm. quadriceps femoris, gastrocnemius und der ischiocruralen Mm. simuliert. Eine ansteigende Krafterwirkung der ischiocruralen Mm. in der Landephase kann die anteriore Tibiatranslation beeinflussen und die Belastung des vorderen Kreuzbands signifikant ($p = .005$) reduzieren. Dieser Mechanismus kann durch eine *in vitro* Studie von Li et al. (1999) weiter gestützt werden. Einer simulierten Quadricepskraft wird unter zugewiesenen Flexionswinkeln eine entsprechende Kraft der ischiocruralen Mm. entgegengesetzt. Es kann gezeigt werden, dass der Kraftereinfluss der ischiocruralen Mm. den tibialen Vorschub reduziert, wobei die größte Wirkung bei Knieflexionswinkeln zwischen 15° und 60° identifiziert werden kann.

Nach aktuellem Forschungsstand ist zu konstatieren, dass die ischiocrurale Mm. in Interaktion mit der Quadricepsmuskulatur das Kniegelenk bezüglich translatorischer Auslenkungen und damit einhergehenden Belastungen des passiven Bewegungsapparats maßgeblich stabilisieren kann (Petersen et al., 2012; Withrow et al., 2008). Offen bleibt demnach die Frage nach einer wirkungsvollen muskulären Kontrolle gegenüber Rotationsbewegungen in der Frontal- und Transversalebene. Yu und Garrett (2007) postulieren, dass Abduktions- und Adduktionsmomente sowie Innen- und Außenrotationsmomente in Kombination mit der beschriebenen kinetischen Einflussnahme der ischiocruralen- und Quadricepsmuskulatur auf die Kniegelenkskinematik als Belastungsindizes für die Kniestabilität identifiziert werden können (vgl. Kapitel 2.3). Aus funktionell anatomischer Betrachtung können sowohl ventrale als auch dorsale Muskelpartien, die medial am Knie inserieren, auf Innen-/Außenrotationsbewegungen und Adduktions-/Abduktionsbewegungen Einfluss nehmen. Aufgrund der Lage und Funktion liegt die Vermutung nahe, dass vor allem Muskeln mit einem langen Hebelarm und entsprechendem medialen oder lateralen Ansatz wie die Mm. gracilis, sartorius oder tensor fasciae latae fähig sind, belastenden Gelenkmomenten entgegenzuwirken (Besier et al., 2003). In diesem Zusammenhang erforschten Lloyd, Buchanan und Besier (2005) in einer *in vivo* Studie die muskuläre Aktivität bei Landungen und Richtungswechseln. Dabei werden die neuromuskuläre Aktivität, Gelenkwinkel- und Momente sowie externe Kräfte gemessen und einem biomechanischen Modell zugewiesen. Dadurch können Muskelaktivitäten, welche Abduktions- oder Adduktionsmomente beeinflussen, quantifiziert und auf ihre Wirkung bezüglich der Gelenkstabilisierung überprüft werden. Den größten Einfluss auf die Kniestabilität in der Frontalebene bezüglich Ab- und Adduktionsbewegungen wird der Kokontraktion der Quadricepsmuskulatur und ischiocruralen Muskulatur zugeschrieben.

Die stabilisierende Wirkung der ischiocruralen Muskulatur lässt sich zusätzlich funktionell anatomisch herleiten¹⁷: Durch den Verlauf und die Ansatzpunkte medial der Tibia (Mm. semibranosus und semitendinosus) sowie lateral am Fibulaköpfchen (M. biceps femoris) können jeweils Bewegungen in die entsprechende Richtung kontrolliert werden. Obwohl die Mm. gracilis, sartorius oder tensor fasciae latae ähnliche funktionelle anatomische Funktionen übernehmen, tragen sie nur in geringem Maß zur Stabilität hinsichtlich Ab- und Adduktion sowie Innen- und Außenrotation bei. Durch diesen Aspekt wird die Relevanz der ischiocruralen Muskulatur noch deutlicher. Ihr obliegt nicht nur die Kontrolle der anterior-tibialen Translation, sondern sie kann auch die Stabilisierung des Kniegelenks in der Frontalebene bezüglich lateraler- und medialer Auslenkung sowie einer Rotation der Tibia gegenüber dem Femur beeinflussen.

2.1.2.3 Die hüftumgebende Muskulatur

Die hintere Gruppe der dorsalen Hüftmuskeln wird durch die Glutealmuskulatur sowie die Mm. tensor fasciae latae und piriformis gebildet. Von Darm-, Kreuz- und Steißbein entspringt der M. gluteus maximus und zieht von kranial-medial nach lateral-kaudal. Er strahlt mit seinen kranialen Fasern in den Tractus iliotibialis ein, die kaudalen Anteile setzen über eine breite Endsehne an der Tuberositas glutea an (Platzer, 2013). Aufgrund seines großen physiologischen Querschnitts ist er der kräftigste Extensor im Hüftgelenk, vor allem bei erhöhten Abdruckaktivitäten wie Sprintantritten oder Sprungmanövern. Außerdem beteiligt sich der gesamte Muskel an der Außenrotation des Femurs und ermöglicht außerdem durch seine kranialen Fasern eine abduzierende Bewegung.¹⁸ Durch diese Funktionsweisen stabilisiert der M. gluteus maximus das Hüftgelenk in der Sagittalebene, vor allem unterstützt er die Beckenstabilität während der Standbeinphase in der Frontalebene. Gemäß ihrer anatomischen Anordnung und Funktionen¹⁹ sind auch die Mm. glutei medius und minimus in ihrer Hauptfunktion für die Stabilisierung des Beckens in der Frontalebene zuständig (Aus der Fünten, Faude, Hecksteden, Such, Hornberger, & Meyer, 2013; Weineck, 2003). Im einbeinigen Stand sind die Mm. glutei medius und minimus in der Lage, das Becken lateral zur Standbeinseite zu kippen und dadurch das Absinken zur Spielbeinseite zu verhindern (Tittel, 2003) (vgl. Abbildung 10).

¹⁷ Prinzipiell gilt die anatomische Herleitung auch für die Mm. sartorius, gracilis und tensor fasciae latae.

¹⁸ Entsprechend ermöglichen die unterhalb der Sagittalachse verlaufenden kaudalen Fasern eine Adduktion.

¹⁹ Der M. gluteus medius entspringt sichelförmig von der Facies glutea unter dem Beckenkamm und setzt kappenförmig am Trochanter major an. Die vorderen Faseranteile wirken als Innenrotator und Beuger bezüglich des Femurs, die hinteren Anteile sind an der Außenrotation und Extension beteiligt. Der M. gluteus minimus setzt unterhalb des M. gluteus medius an und wird vollständig von ihm bedeckt. Er inseriert ebenso am Trochanter major und entspricht funktionell dem M. gluteus medius. In ihrer Gesamtheit bilden die beiden Muskeln den wichtigsten Abduktor des Hüftgelenks (Weineck, 2003).

2 Forschungsstand und Problemstellung

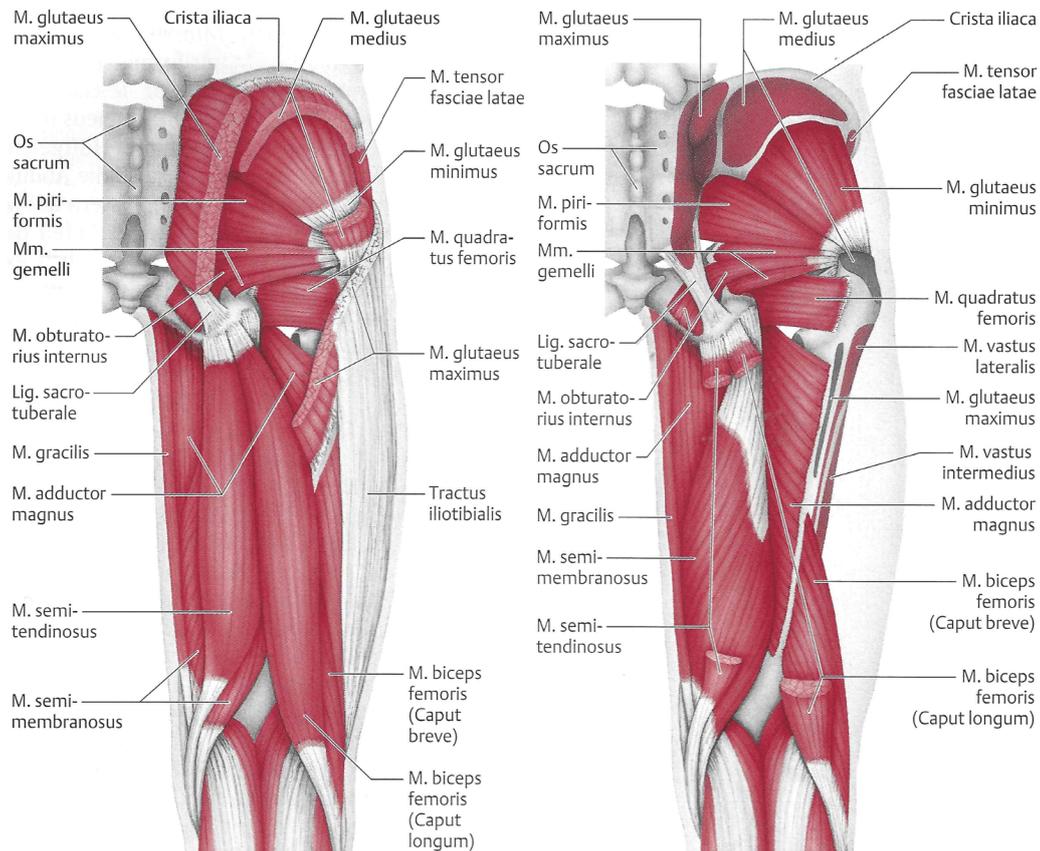


Abbildung 10: Anatomie der Hüft- und Gesäßmuskulatur. Links: Oberflächliche Muskelgruppen. Rechts: Tieferliegende Muskelgruppen. (Schünke, 2000, S. 334).

Die wichtigsten Muskeln der Adduktorengruppe bestehen aus den Mm. adductor longus, brevis und magnus. Ausgehend von unterschiedlichen Flächen des Os pubis²⁰ ziehen sie zum Oberschenkel und setzen im oberen und mittleren Drittel des Femurs an. Der M. adductor magnus inseriert als einer der kräftigsten Muskeln des Bewegungsapparats mit seinem oberflächlichen Anteil zusätzlich am medialen Epicondylus femoris. Als einziger zweigelenkiger Muskel der Adduktorengruppe, der vom Ramus inferior entspringt und medial an der Tuberositas tibiae inseriert, bewirkt er neben der Adduktion des Femurs eine Flexion und Innenrotation im Kniegelenk (Aus der Fünten, Faude, Hecksteden, Such, Hornberger, & Meyer, 2013; Platzer, 2013). In ihrem Ausmaß übertreffen die Adduktoren den physiologischen Querschnitt der Abduktoren und besitzen ein entsprechend größeres Drehmoment. Sowohl in der Frontal- als auch Sagittalebene stabilisieren sie in Interaktion mit den Abduktoren das Becken und verhindern ein Abkippen nach ventral. Beim einbeinigen Stand wirken die Adduktoren antagonistisch zu den Mm. glutei medius und minimus. Sie sind in der Lage, das Becken medial zur Standbeinseite zu kippen, wodurch ein Absinken des Beckens zur Spielbeinseite ermöglicht wird (Faller & Schünke, 2012).

²⁰ M. adductor longus: Ramus superior, Symphyse; Mm. adductores magnus und minimus: Ramus inferior und Tuber ischiadicum

2.1.3 Zusammenfassung

Die Kraftentwicklung und -verteilung der hüftumgebenden Muskelgruppen wirken maßgebend auf die axiale Ausrichtung des Femurs ein. Vor allem in der Frontalebene haben die Adduktoren sowie Abduktoren durch ihre jeweilige Zugwirkung nach medial bzw. lateral entscheidenden Einfluss auf die Stellung des Femurs. In der Konsequenz bedeutet dies, dass die Positionierung des Femurs, der im Kniegelenk mit der Tibia artikuliert, entsprechend dieser Voraussetzung die Stabilität des Kniegelenks beeinflussen kann. Bezüglich der physiologischen Dominanz der Adduktoren in der Frontalebene verweisen mehrere Studien auf die Relevanz und Fähigkeit der abduzierenden Muskulatur der femoral-medialen Ausrichtung entgegen wirken zu können (Gokeler, Zantop, & Jöllenbeck, 2010; Jöllenbeck et al., 2013). Nachfolgend wird in Kapitel 2.2 die Bedeutung der hüftumgebenden Strukturen auf die Stabilisierung des Kniegelenks dargestellt.

2.2 Einfluss der hüftumgebenden Strukturen auf die Kniegelenkstabilität

Die Stabilität des Kniegelenks wird durch komplexe Bewegungen in der Sagittal- und Frontalebene geprägt. Deren Kontrolle in dynamischen Bewegungsabläufen wird durch muskuläre Instanzen bestimmt, die sich gegenseitig bedingen (vgl. Kapitel 2.1.2). Ebenso, wie sich in der Einzelbetrachtung des Kniegelenks die verschiedenen Kontrollmechanismen in einer Wechselwirkung zueinander verhalten, kann dies auch für die gesamte Gelenkkette der unteren Extremität (Hüft-, Knie- und Sprunggelenk) beobachtet werden. Je nach geometrischer Positionierung oder muskulärer Aktivität beeinflussen sich die einzelnen Gelenke. Liegt in einem Gelenk eine funktionelle Einschränkung vor, müssen dies die anderen Gelenke kompensieren. Eine funktionelle Stabilität (oder im Falle einer Instabilität) kann somit nicht isoliert mit den direkt gelenkumgebenden Strukturen erklärt werden. Der Hüfte und ihren Strukturen wird in der aktuellen Forschungslage ihrer Relevanz bezüglich der Kniegelenkskontrolle eine hohe Bedeutung zugesprochen (Petersen et al., 2016). In diesem Kontext wurde u.a. im Rahmen des Expertenforums „Beinachsenstabilität und VKB Prävention“ (OSP Rheinland-Pfalz/Saarland, 2015) die Notwendigkeit weiterer Forschungsarbeit betont.

In diesem Kapitel wird die funktionelle Traglinie der unteren Extremität näher betrachtet. Darauf basierend werden die muskulären Einflussmöglichkeiten der hüftumgebenden Strukturen auf die funktionelle Kniegelenkstabilität erklärt.

2.2.1 Die mechanische Traglinie des Beins

Die Architektur des Femurs ist durch den nach medial abgewinkelten Collum femoris gekennzeichnet. Da die anatomischen Längsachsen jeweils durch die Schaftmitte von Femur und Tibia verlaufen, bilden sie einen physiologisch nach lateral offenen Winkel von etwa 174° (vgl. Abbildung 11). Die mechanische Achse des Femurs hingegen verläuft vom Hüftkopf zum Kniegelenkszentrum und bildet zur anatomischen Femurachse einen Winkel von $6^\circ \pm 1^\circ$. Jene sogenannte Mikulicz-Linie verläuft medial zum Femurschaft und bildet eine Gerade ab, auf der sich das Hüft-, Knie- und obere Sprunggelenk befinden (Faller & Schünke, 2012; Kapandji, 1992). Im bipeden Stand berühren sich dadurch die medialen Femurkondylen sowie die Innenknöchel. Während der monopeden Standbeinphase verläuft die Traglinie etwas mehr medial. Weist der Femorotibialwinkel in der Frontalebene eine Abweichung $< 174^\circ$ auf, wird von einer Valgisierung (Knieabduktion) oder X-Beinstellung gesprochen, wobei sich das Kniegelenk medial der mechanischen Traglinie befindet. Daraus ergibt sich, dass die lateralen Femur- und Tibiakondylen sowie auch der mediale Meniskus eine erhöhte Druckbelastung erfahren und das medial gelegene Innenband überdehnt wird (Appel & Stang-Voss, 2008).

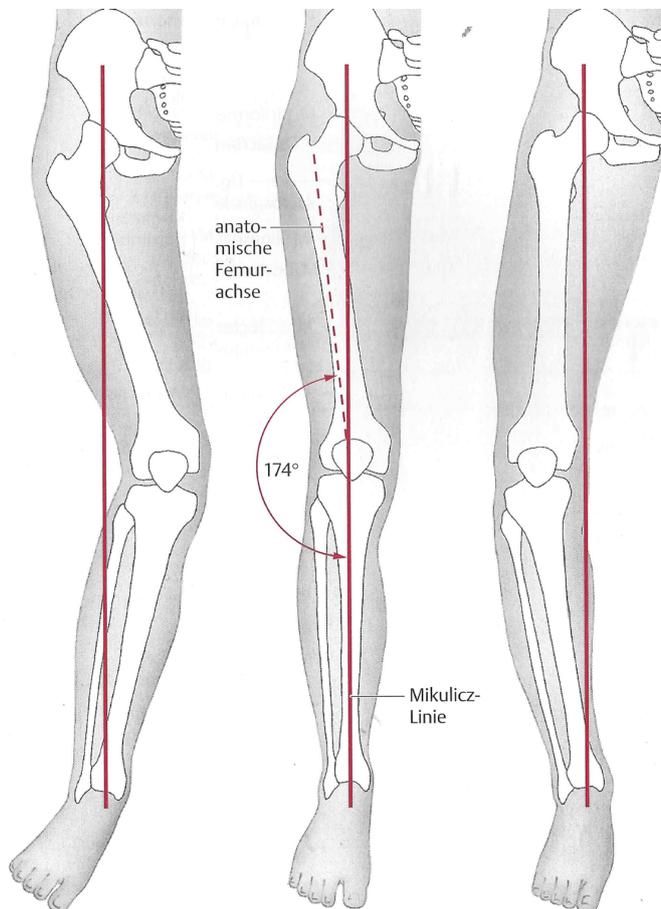


Abbildung 11: Anatomische und mechanische Achsen des rechten Beins (Schünke, 2000, S. 327).

Vergrößert sich der Winkel $> 174^\circ$ geht man von einer Varus- oder O-Beinstellung (Knieadduktion) aus, in der das Kniegelenk sich lateral der Mikulicz-Linie befindet. Dadurch werden einerseits die medialen Femur- und Tibiakondylen sowie der mediale Meniskus stärkerem Druck ausgesetzt, andererseits das laterale Seitenband einem stärkeren Dehnungsreiz ausgesetzt. Kapandji (1992) ergänzt, dass die mechanische Beinachse um 3° zur Vertikalen schräg medial geneigt ist. Grund dafür ist die im Verhältnis größere Distanz der Hüftgelenke gegenüber der Kniegelenke in der Frontalebene. Je breiter das Becken, desto größer wird dieser Winkel. Anatomisch bedingt trifft dies in größerer Ausprägung auf das weibliche Geschlecht zu, was einen Erklärungsansatz für die im Verhältnis zu Männern stärkere Valgisierung des Knies liefert.

Für dynamische Belastungen des Kniegelenks stellt die Orientierung der axialen Ausrichtung der unteren Extremität die wesentliche Determinante der Kraftübertragung über die Gelenke dar. In typischen Situationen sportlicher Aktivität (vgl. Kapitel 2.3) beeinflusst jegliche Abweichung von der mechanischen Traglinie nach lateral oder medial den Kraftverlauf durch das Knie (Wirtz, Wanner, Kohl, Krüger, & Zumstein, 2011). Durch diesen Einfluss der Femur-stellenden Funktion des Hüftgelenks werden je nach medialer oder lateraler Orientierung, hohe Gelenkmomente im Knie erzeugt. Je nach Richtung des Kraftvektors führt dies zu einer verminderten Leistung, da die Kraftübertragung nicht optimal über die mechanische Gelenkachse geführt wird. Dies kann sich beispielsweise in einer reduzierten Sprunghöhe oder in zeitlich verzögerten Richtungswechseln ausdrücken. Übersteigen bei einer axialen Abweichung die äußeren Kräfte, die es zu kompensieren gilt, die inneren Kräfte, können diese nur bedingt kontrolliert werden. Das Kniegelenk findet sich in einer instabilen Lage wieder. Aus diesem Zusammenhang lässt sich bei einer Knieabduktions- oder Adduktionsbewegung von einem potentiellen Verletzungsmechanismus ausgehen.

2.2.2 Auswirkungen der hüftumgebenden Muskulatur

Als Femur-stellende Kräfte haben die hüftumgebenden Muskelgruppen direkten Einfluss auf die gerichtete Kraftübertragung der unteren Extremität. Die Hüfte stellt das Bindeglied in der kinetischen Verkettung zwischen oberer und unterer Extremität dar und gewährleistet auch hier den Krafttransfer in der Betrachtung der Gesamtkörperbewegung. In Addition zu den erklärten Möglichkeiten der muskulären Kontrolle der kniegelenksumschließenden Muskulatur (vgl. Kapitel 2.1.2) gegenüber Innen-/Außenrotation sowie Abduktion-/Adduktionsbewegungen wird vor allem der Glutealmuskulatur eine zentrale Bedeutung hinsichtlich der dynamischen Kniegelenksstabilität beigemessen (Myklebust et al., 2006). Die Mm. glutei maximus und medius können durch das Erzeugen von Abduktions- und Außenrotationsmomenten einer belastenden Abduktions- und Innenrotationsstellung im Kniegelenk entgegenwirken. Die Studienlage hat sich der Frage angenommen, welchen potentiellen Einfluss die generierte Kraft der Hüftmuskulatur auf die Kinematik des Kniegelenks haben kann. Cashman (2012) analysierte in einem systematischen Review den möglichen Zusammenhang zwischen der Kraftentwicklung der Hüftabduktoren/ -außenrotatoren und einer Knieabduktion bei dynamischen Aktivitäten. Sieben Studien entsprechen den Selektionskriterien²¹, die insgesamt 23 Befunde einschließen. Diese weisen jedoch nur zwei signifikante, hypothesenstützende Befunde auf sowie zwei weitere signifikante Befunde, die sich konträr zur Hypothese abbilden. Es kann zwar logisch plausibel abgeleitet werden, dass eine verminderte Kraftleistung der Außenrotato-

²¹ Einschlusskriterien: Versuchspersonen ohne Einschränkung oder relevante Verletzungen, dynamometrische Kraftanalyse, Einzel- oder mehrfaches Kamerasystem, Englische Sprache, statistische Analyse bezüglich Unterschiede oder Zusammenhänge bezüglich Hüftkraft und Knieabduktion

ren/Abduktoren eine Knieabduktion begünstigt. Die Befundlage bildet sich jedoch uneinheitlich ab und der Zusammenhang konnte empirisch weder konsistent noch überzeugend belegt werden (vgl. Abbildung 12).

Table 4 Pearson Correlation Coefficients Between Hip Strength and Knee Kinematics

Study	Task	Strength measure	Pearson Product-Moment Correlation Coefficient, <i>r</i> (95% CI)			
			Hip-Abductor Strength		Hip External-Rotation Strength	
			Valgus ROM	Peak valgus/ FPPA	Valgus ROM	Peak valgus/FPPA
Claiborne et al ⁵⁶	1-leg squat	concentric	-.37 (-.64 to -.005)*	-.17 (-.50 to .20)	-.08 (-.42 to .29)	-.22 (-.54 to .15)
		eccentric	-.25 (-.56 to .12)	-.30 (-.59 to .07)	-.36 (-.63 to .005)	-.35 (-.63 to .01)
Hollman et al ⁵⁸	stair descent	isometric		.46 (.20-.65)†		.12 (-.16 to .39)
Jacobs and Mat-tacola ²⁶	1-leg hop, 1-leg land	eccentric		-.61 (-.89 to .03) women‡ did not report men		
Jacobs et al ²⁷	2-leg hop, 1-leg land	isometric		.09 (-.44 to .58) men -.35 (-.73 to .19) women -.30 (-.60 to .07) all		
			2-leg hop	% isometric	-.38 (-.75 to .16) men	
	1-leg land	endurance	-.22 (-.66 to .33) women			
	postfatigue		-.15 (-.48 to .22) all			
Sigward et al ⁵⁹	2-leg drop-land	isometric	-.11 (-.41 to .21)		-.08 (-.38 to .24)	
Thijs et al ⁶¹	lunge	isometric		-.002 (-.21 to .22)		-.05 (-.26 to .17)
Wilson et al ³⁰	1-leg squat	isometric		-.23 (-.07 to .49)		-.4 (-.62 to -.11)*

Abbreviations: ROM, range of motion; FPPA, frontal-plane projection angle.

*Statistically significant Pearson correlation in support of hypothesis ($P < .05$). †Statistically significant Pearson correlation contrary to hypothesis ($P < .05$).

‡Calculated 95%CI and P value differ from authors' reported P value. Original P value was based on a 1-sided calculation rather than 2-sided.

Abbildung 12: Übersicht relevanter Studienergebnisse über Zusammenhänge der Kniekinematik und der Kraftfähigkeiten der Hüftmuskulatur (Cashman, 2012, S. 278).

Claiborne, Armstrong, Gandhi und Pincivero (2006) konnten in einbeinigen Kniebeugen einen negativen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Kraftverhalten der Hüftabduktoren und der Kontrolle der Knieauslenkung in der Frontalebene aufzeigen. Ungefähr 14% (r^2) der Knieabduktion in der Frontalebene können demnach erklärt werden. Willson, Ireland und Davis (2006)²² konnten in einer vergleichbaren Untersuchung anhand einbeiniger Kniebeugen einen moderat negativen Zusammenhang des Kraftverhaltens der hüftabduzierenden Muskulatur und der frontalen Knieauslenkung aufzeigen ($r = -.40$, $p = .007$, $r^2 = .16$).

22 Formaler Hinweis: In der aufgeführten Tabelle von Cashman et al. wird der Autor der Studie „Core strength and lower extremity alignment during single leg squats“ (Willson, John D.) falsch geschrieben.

Jacobs et al. (2007) simulierten einbeinige Landungen nach einem beidbeinigen Absprung jeweils vor und nach einem gezielten Ermüdungsprotokoll der Hüftabduktoren. Es kann kein signifikanter Zusammenhang der Krafftähigkeit der hüftabduzierenden Muskulatur und kinematischen Veränderungen bezüglich der Knieabduktion oder -adduktion festgestellt werden. Allerdings ist nach dem Ermüdungsprotokoll eine signifikant größere Hüftadduktion ($p = .001$) sowie Hüftflexion ($p = .002$) zu verzeichnen. Diese veränderten Winkelstellungen implizieren einen Einfluss auf die frontale abduzierende Kniegelenksauslenkung. Die Ergebnisse veranlassen die Autoren zu der Hypothese, dass eine größere Hüftabduktionskraft zu einer verbesserten Kontrolle des Kniegelenks in der Frontalebene beitragen kann.

Hollman et al. (2009) analysierte die Krafftähigkeiten der Glutealmuskulatur sowie deren neuromuskuläre Aktivierung während einer Treppenabstiegsbewegung. Es kann ein moderat positiver Zusammenhang zwischen der Krafftähigkeit des *M. gluteus medius* und der frontalen Knieauslenkung festgestellt werden. Allerdings wird auch gezeigt, dass ein signifikanter Zusammenhang des Hüft-Adduktionswinkels mit der Knieabduktion besteht ($r = .755$, $p = .001$).

Die Studien weisen Limitationen auf, die bei der Interpretation sowie der Planung weiterer Vorhaben näher beleuchtet werden müssen.

- Anforderung der Belastungsformen: Es stellt sich die Frage, ob die Anforderungen der Belastungsformen Veränderungen der Kniegelenkskinematik in belastungstypischen Situationen abbilden können. Hinsichtlich der Fragestellung, welchen Beitrag die hüftumgebende Muskulatur leisten kann, reichen einbeinige Kniebeugen, uni- oder bilaterale Landungen aus der Horizontalebene sowie Treppenabsteigen nicht aus, um Rückschlüsse auf die Stabilität in Belastungssituationen zu simulieren. Modulierbare, adäquat angepasste Belastungsformen erlauben eine differenziertere Analyse der Wirksamkeit von muskulären Effekten auf die Kniegelenkskinematik. Mit dem Hintergrund des Praxistransfers sollten die Belastungsformen idealerweise auch mit auftretenden typischen Kniebelastungssituationen assoziierbar sein.
- Messmethodik: In der kinematischen Analyse kamen sowohl 2D als auch 3D Bewegungsanalyse zum Einsatz. Gerade in der Bewegungsanalyse der unteren Extremität wird die 3D Analyse als akkuratere und zuverlässigere Methode eingeordnet (McLean et al., 2005). Von den 4 Studien, die Evidenz nachweisen konnten, verwendeten drei Projekte unterschiedliche 3D Systeme. Bei Erhebung der Kraftwerte müssen die Probanden entsprechend positioniert und fixiert werden, um zu gewährleisten, dass die Leistung unilateral und isoliert von weiteren Krafteinflüssen (Rumpfkraft) abgeleitet werden kann.

- Analyse multifaktorieller Zusammenhänge: Es ist anzunehmen, dass kinematische Veränderungen des Kniegelenks in der Frontalebene nicht ausschließlich auf Hüftabduktions- und Außenrotationskräfte zu determinieren sind. Weitere Muskelgruppen der Hüfte und der unteren Extremität nehmen Einfluss und sind in die Analyse zu integrieren. Dieser Aspekt könnte teilweise die relativ kleinen Bestimmtheitsmaße (r^2) der Studien von Claiborne et al. (2006) sowie Willson, Ireland und Davis (2006) erklären.

Die unterschiedlichen Ergebnisse der beschriebenen Studien könnten auch in verschiedenen Knie- und Hüftflexionswinkeln im Untersuchungsdesign zu finden sein (Hollman et al., 2009). Veränderte Flexionswinkel beeinflussen die Hebelwirkung der Hüftmuskulatur und damit je nach Winkelstellung auch das Kraftpotential der Glutealmuskulatur. Ein weiterer Aspekt kann in der neuromuskulären Aktivierung der Hüftmuskulatur liegen. So vermuten Jacobs et al. (2007), dass größere Knieabduktionsstellungen vielmehr durch das Aktivierungsverhalten der Glutealmuskulatur beeinflusst werden als durch deren direkte Kraftfähigkeit. Ein induziertes Ermüdungsprotokoll könnte zu einem veränderten Kraftverhalten der Glutealmuskulatur führen, aber nicht zwangsläufig zu Veränderungen der neuronalen Aktivierung.

Im Gegensatz zu den aufgeführten Studien zur Kraftfähigkeit der Glutealmuskulatur lassen Studien zur neuronalen Aktivierung konsistentere Annahmen zu. Dem zufolge kommt die Forschungsgruppe um Zazulak et al. (2005) zu der Aussage, dass die Kniegelenkskontrolle von Bewegungen in der Frontalebene durch eine erhöhte Aktivierung der Mm. glutei maximus und medius beeinflusst werden kann. Aus einer Fallhöhe von 30,5 cm mit anschließender einbeiniger Landung kann vor allem bei Frauen eine verminderte Aktivität des M. gluteus maximus bei gleichzeitig erhöhter Quadriceps-Aktivität verzeichnet werden. Dies induziert eine femorale Innenrotation und Adduktion, woraus im Knie eine Abduktionsbewegung begünstigt wird.

McLean, Huang und van den Bogert (2005) stützt mit seinen Ergebnissen diese Beobachtung bei sog. „sidestep“ oder „cutting“ Bewegungen. Hierbei erfolgt ein dynamischer Richtungswechsel in einem Winkel zwischen 35° - 55° abweichend der Anlaufstrecke. Dabei konnten die Autoren feststellen, dass erhöhte Knieabduktionsmomente mit erhöhter Hüftinnenrotation und Knieabduktion korreliert²³ (vgl. Abbildung 13).

²³ Frauen weisen signifikant höhere Korrelationen zwischen erhöhten Knieabduktionsmomenten, Hüftinnen- und -außenrotation sowie Knieabduktion und -adduktion im Vergleich zu Männern auf.

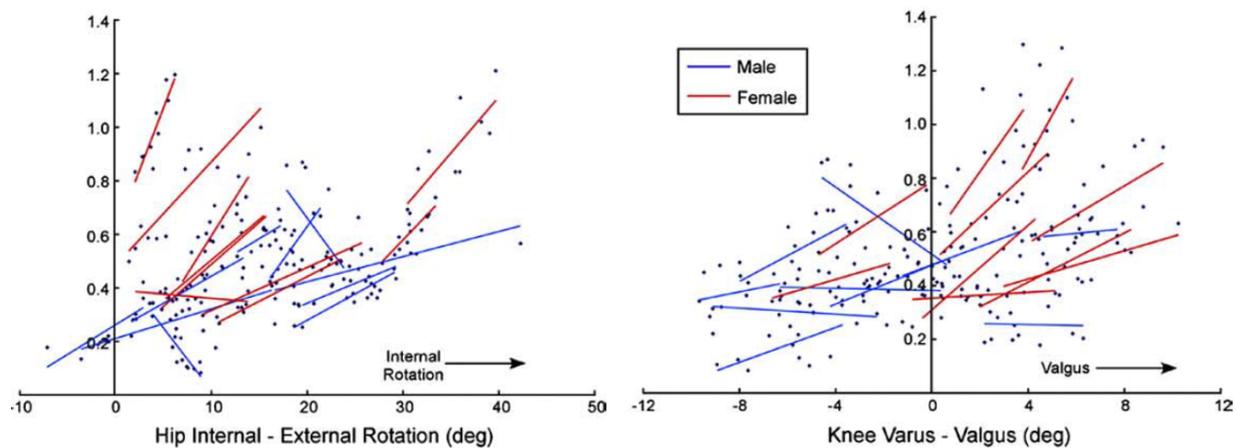


Abbildung 13: Kinematische Veränderungen von 20 NCAA Basketballspielern der Hüft- und Kniegelenkwinkel bei lateralen Bewegungen. Abzisse: Winkelamplitude (links: Hüftrotation; rechts: Knieadduktion/-abduktion). Ordinate: Maximaler Knieabduktionsmoment (links und rechts) (Mc Lean et al., 2005, S. 867).

Weiter konstatieren McLean et al. (2005), dass eine verbesserte neuromuskuläre Kontrolle durch die hüftumgebenden Muskelgruppen bei lateral dynamischen Bewegungen das Kniegelenk in der Frontalebene stabilisieren kann.

Diese Resultate decken sich mit Ergebnissen von Paterno et al. (2010). Gegenstand der Forschungsarbeit war die Frage, welche Mechanismen nach Verletzungen des vorderen Kreuzbands eine erneute Verletzung begünstigen. Nach vollständiger Rehabilitationsphase durchliefen 56 Probanden mit entsprechender Diagnose²⁴ und Erfüllung der Einschlusskriterien ein 3D-Bewegungsanalyse Programm in dem beidbeinige Drop Jump Manöver aus 31cm Höhe durchgeführt wurden. 13 Probanden erlitten im späteren Verlauf eine erneute Verletzung des vorderen Kreuzbands. Es konnte gezeigt werden, dass auftretende Kräfte in der Transversalebene der Hüfte, Auslenkung des Kniegelenks in der Frontalebene und erzeugte Kniemomente in der Sagittalebene eine zweite Verletzung der Bandstruktur vorhersagen können ($C = .94$; Sensitivität = .92; Spezifität = .88). In der univariaten Analyse stellte sich ein starker Zusammenhang ($C = .81$; Sensitivität = .77; Spezifität = .81) zwischen Hüftinnenrotationsmomenten in der Landephase und einer erneuten Verletzung heraus. In der weiteren Betrachtung wurde diese Variable als stärkster Prädiktor für erneute Kreuzbandverletzungen ausgemacht. Entsprechend weisen Probanden mit geringen Außenrotationsmomenten der Hüfte eine um den Faktor 8 höhere Wahrscheinlichkeit einer Folgeverletzung auf als diejenigen mit höheren Außenrotationsmomenten. Die Autoren postulieren, dass eine verminderte Aktivierung der stabilisierenden Hüftmuskulatur, die den Innenrotationsmomenten entgegenwirkt, eine erneute Verletzung mit hoher Wahrscheinlichkeit prognostizieren kann. Daraus lässt sich der direkte Einfluss der hüftumgebenden muskulären Aktivität auf die funktionelle Stabilisierung des Kniegelenks bei vertikalen Sprung-Landemanövern ableiten.

²⁴ Alle Probanden wurden operativ mit einer VKB-Plastik versorgt, dabei handelt es sich um die Erstverletzung der betroffenen Struktur. Es lag keine weitere Verletzungshistorie der unteren Extremität (bilateral) innerhalb der letzten 12 Monate vor. Probanden kehrten zu der vorher ausgeübten Sportart zurück.

Weitere Forschungsgruppen kamen in Versuchsdesigns mit modulierbaren lateralen (Fleischmann, 2011; Mornieux, Gehring, Tokuno, Gollhofer, & Taube, 2014) sowie vertikalen Sprung- und Landemanövern (Hart, Craig Garrison, Casey Kerrigan, Palmieri-Smith, & Ingersoll, 2007; Ortiz et al., 2010; Patrek, Kernozek, Willson, Wright, & Doberstein, 2011) ebenfalls zu dem Ergebnis, dass die neuromuskuläre Kontrolle Einfluss auf die Kniegelenkstabilität nimmt. Hauptsächlich die Hüftaußenrotatoren und -abduktoren können durch ihre Krafftähigkeit, aber vor allem aufgrund ihrer neuronalen Aktivierung, erheblichen Anteil an der Belastungsregulierung und -kontrolle des Kniegelenks nehmen (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004; Neumann, 2010). Eine verminderte Aktivierung der Glutealmuskulatur kann nur in geringem Maß innenrotatorischen bzw. adduzierenden Hüftgelenksmomenten bei dynamischen Belastungen entgegenwirken. In der Konsequenz führt dies zu erhöhten Knieabduktionsmomenten und -winkeln und beeinflusst maßgeblich die dynamische Stabilität des Kniegelenks (Alentorn-Geli et al., 2009; Bell et al., 2014; Boling, Bolgla, Mattacola, Uhl, & Hosey, 2006; Jöllenbeck et al., 2013; Padua et al., 2009).

2.2.3 Zusammenfassung

Es wirken sowohl die Krafftähigkeit als auch die neuromuskuläre Aktivierung der hüftumgebenden Muskulatur auf die Positionierung und entstehende Belastung des Kniegelenks ein. Die Studienlage zeigt sich indifferent hinsichtlich der genauen Zuordnung und des Grades der Wirksamkeit der hüftumgebenden Strukturen, was durch die Selbstreflexionen der Autoren an Limitationen des Studiendesigns sowie verwendeter Messtechnik begründet werden kann. Übereinstimmung herrscht über die Relevanz der Hüftkinematik und -kinetik im Kontext der Kniestabilität sowie in der Forderung und Notwendigkeit nach multifaktoriellen und ganzheitlichen Forschungsansätzen. Diese werden in der vorliegenden Arbeit umgesetzt und die methodischen Umsetzungen in Kapitel 3 beschrieben.

2.3 Belastung, Beanspruchung und Verletzungen im Kniegelenk

Aus den bisherigen Ausführungen erschließt sich, dass die kinematische und kinetische Kontrolle des Kniegelenks vor allem in sportlich dynamischen Bewegungssituationen von großer Bedeutung ist. Können auftretende Kräfte, die auf das Kniegelenk wirken, von den stabilisierenden Strukturen nicht adäquat kompensiert werden, stellt dies eine potentielle Verletzungssituation dar.

2.3.1 Epidemiologie

In der Analyse der Studienlage ist festzustellen, dass die Forschung sich auf die Erklärung und Prävention von Verletzungen des vorderen Kreuzbands (VKB) fokussiert. Dieses Interesse begründet sich zunächst in der Inzidenzrate, die das VKB als die häufigst verletzte Struktur des Kniegelenks aufweist. Als Gründe dafür werden unter anderem die zunehmende Dynamik in der Ausübung der Sportarten (Csintalan, Inacio, & Funahashi, 2008) sowie ein ansteigender Frauenanteil in den sogenannten Risikosportarten aufgeführt (Siegel & Vandenakker-Albanese, 2012). Laut statistischem Bundesamt sind in Deutschland ca. 100.000 VKB Verletzungen pro Jahr zu verzeichnen. In den USA treten bis zu 250.000 VKB Verletzungen per anno auf (Griffin et al., 2005; Smith et al., 2012), wobei entstehende Kosten von 2-3 Milliarden US Dollar im Bereich der operativen und therapeutischen Versorgung geschätzt werden (Padua et al., 2012; Spindler & Wright, 2008).

Erstmals exakte Daten für eine große Kohorte zur Bestimmung und Entwicklung der Verletzungsinzidenz des Kniegelenks in Deutschland konnten von Schneider et al. (2016) erhoben werden (vgl. Abbildung 14). Durchschnittlich jeder zehnte Versicherte wird innerhalb eines Jahres aufgrund einer Verletzung des Bewegungsapparats ärztlich untersucht, wobei ca. 14% der Verletzungen am Kniegelenk zu verorten sind. Es ist eine deutliche Zunahme der Kniegelenksverletzungen bis 2013 zu verzeichnen. Insbesondere ligamentäre Schädigungen verzeichnen einen hohen Anstieg, bei Frauen sogar um 19,8%. Die Verletzungsrate bei Männern ist deutlich höher, außerdem sind altersspezifische Unterschiede im Auftreten von Bandverletzungen zwischen den Geschlechtern zu erkennen.²⁵

²⁵ Männer verzeichnen eine 3,2-fach höhere Inzidenzrate zwischen dem 15-30 Lebensjahr gegenüber Frauen. Frauen sind besonders gefährdet zwischen dem 15-24 und 45-49 Lebensjahr.

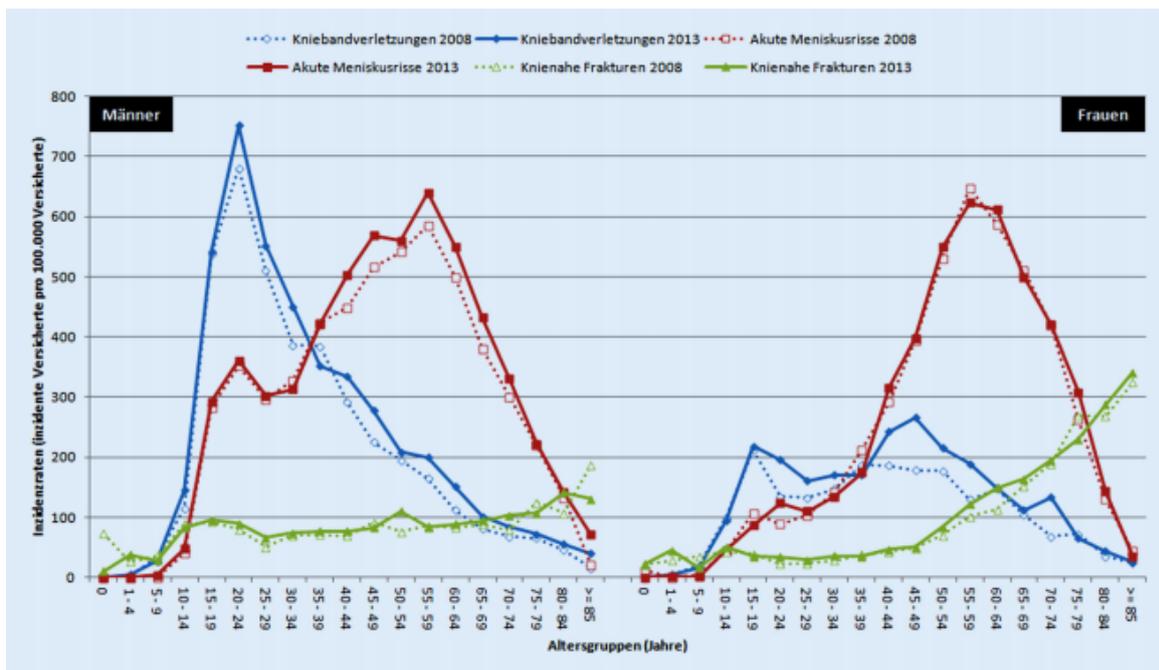


Abbildung 14: Inzidenzraten (1/100.000) für Knieverletzungen der Jahre 2008 vs. 2013 bei männlichen und weiblichen Versicherten der AOK Baden-Württemberg. (Schneider et al., 2016, S. 7).

Die verhältnismäßig niedrigere Inzidenzrate bei Frauen widerspricht den Erkenntnissen diverser retrospektiver Studienergebnisse, wonach weibliche Sportler eine je nach Sportart um 2,4 bis 4,2-fach höhere Verletzungsrate aufweisen (Arendt & Dick, 1995; Myklebust et al., 2006; Renstrom et al., 2008). Diese Studien beziehen sich jedoch auf die Anzahl ausgeübter Einheiten (pro 1000 Spielstunden) in einer geschlossenen Stichprobe in der jeweiligen Sportart²⁶ sowie einer leistungsorientierten Spielklasse. Die geringere Verletzungsrate bei Frauen in der Studie von Schneider et al. (2016) kann durch das unterschiedliche Sport- und Freizeitverhalten der Stichproben und einer damit einhergehenden verringerten Exposition erklärt werden. Diese Studie zeichnet einen repräsentativen Querschnitt der Bevölkerung, ohne den Fokus auf eine spezielle Sportart zu richten.

In der Betrachtung der als Risikosportarten postulierten Ballsportspiele (Fußball, Handball, Basketball) entsteht ein konsistentes Bild der Inzidenzrate für Verletzungen des Kniegelenks, im Speziellen des Bandapparats. Olsen, Myklebust, Engebretsen und Bahr (2006) konnten in einer wegweisenden Studie mit 1080 männlichen und weiblichen Handball Jugendspielern²⁷ zeigen, dass Verletzungen des Kniegelenks mit 25% - 29% an erster Stelle stehen. Diese Erkenntnisse decken sich mit früheren Studien mit erwachsenen Handballspielern in Norwegen (Nielsen & Yde, 1988). Die Inzidenz für Kniegelenksverletzungen lässt sich im professionellen Handballsport in Norwegen für Männer mit 0,31 sowie für Frauen mit 0,82 pro 1000 Spielstunden beziffern (Myklebust et al., 2003; Renstrom et al., 2008).

²⁶ Ballsportarten: Handball, Fußball und Basketball

²⁷ NHF Norwegian Handball Federation: Die Teilnehmer der Studie spielten in der Jugendliga für 17-Jährige.

Faude, Meyer, Federspiel und Kindermann (2009) analysierten die Verletzungsprävalenz im Fußball während der Saison 2004/2005 in der ersten Bundesliga anhand von 471 männlichen Spielern. 392 Spieler erlitten in diesem Zeitraum eine Verletzung, wovon 76% an den unteren Extremitäten auftraten. Dabei sind 12% Prozent als schwere Verletzungen mit einer Ausfallzeit von mehr als vier Wochen einzustufen (vgl. Abbildung 15).

Rund jedes zweite dieser schweren Traumata ist am Kniegelenk zu lokalisieren. Damit lässt sich die Relevanz anhand der Verletzungshäufigkeit belegen, viel schwerwiegender erscheint die Problematik jedoch in Kombination mit den gesundheitlichen Folgen für den Sportler.

	1 bis 3 Tage	4 bis 7 Tage	8 bis 28 Tage	> 28 Tage	Gesamt
Kopf/Nacken	29	15	15	4	63
Obere Extremitäten	8	12	13	6	39
Rumpf	48	18	16	4	86
Hüfte/Leiste	30	44	38	8	120
Oberschenkel	67	72	69	14	222
Knie	46	44	42	65	197
Unterschenkel/Achillessehne	51	31	43	8	133
Sprunggelenk	47	61	37	21	166
Fuß/Zehen	25	26	9	7	67
Keine Informationen	44	22	21	7	94
Gesamt	395	345	303	144	1187

Abbildung 15: Lokalisation und Schweregrad der Verletzung nach Dauer der Rekonvaleszenz der 1. Fußball Bundesliga 2004/2005 (modifiziert nach Faude et al., 2009, S. 141).

Während Verletzungen im Bereich des Sprunggelenks oder Oberschenkels ebenfalls häufig vorkommen, sind diese jedoch im direkten Vergleich zu Kniegelenkverletzungen selten akut schwerwiegend oder mit langfristigen Folgen für den Sportler verbunden (Henke, Gläser, & Heck, 2000). Nach Knieverletzungen wie Rupturen des VKB, die einen operativen Eingriff induzieren, können Sportler erst nach ca. 6 Monaten wieder am Trainingsbetrieb teilnehmen. Oftmals ereignen sich Kombinationstraumata, an denen zusätzlich

Schädigungen des Meniskus oder der Seitenbänder auftreten und damit die Rekonvaleszenzzeit häufig auf 9-12 Monate erhöht wird (Schmitt, 2013). Trotz der langen Ausfallzeiten und professionellen Betreuung durch Therapeuten, Ärzte und Trainern bleibt in vielen Fällen eine Instabilität des Kniegelenks bestehen und kann immer wieder das Ende einer sportlichen Laufbahn bedeuten (Daniel et al., 1994; Söderman, Pietilä, Alfredson, & Werner, 2002). Verschiedene Studien beschreiben, dass zwischen 56% - 64% der Sportler mit vorderer Kreuzbandruptur nach abgeschlossener Rehabilitation auf ihr Leistungsniveau zurückkehren, 44% - 55% nehmen den Wettkampfsport wieder auf (Arderm, Taylor, Feller, & Webster, 2012, 2014; Biau, Tournoux, Katsahian, Schranz, & Nizard, 2007). Als ein wichtiges Kriterium ist der Grad der Professionalisierung zu identifizieren, wonach die „return to sport“ Quote deutlich höher ausfällt. Unter idealen Bedingungen sowie der Tatsache, den Sport als Beruf auszuüben, konnten Waldén, Hägglund, Magnusson und Ekstrand (2011) den Wiedereinstieg in den Trainingsbetrieb nach VKB Verletzung mit 94% (\leq 10 Monate post OP) sowie in den Wettkampfbetrieb mit 89% (\leq 12 Monate post OP) ermitteln. In die Studie wurden insgesamt 2329 männliche und weibliche Spieler der

ersten Fußball Ligen in Europa eingeschlossen. Neben den beschriebenen akuten Ausfallzeiten während der Rehabilitationsphase beeinflusst eine verminderte Stabilität des Kniegelenks nach einer VKB Verletzung sowohl die Gesundheit als auch die sportliche Leistungsfähigkeit nachhaltig. Kurz- und mittelfristig ist das Risiko einer erneuten Knieverletzung gegenüber Spielern ohne Verletzungshistorie deutlich erhöht (vgl. Abbildung 16): In einer prospektiven Studie der ersten schwedischen Fußballliga wurden 310 Spieler während der Saison 2001 analysiert, wobei die Inzidenzrate der Spieler mit Vorverletzungsgeschichte signifikant größer war im Vergleich der

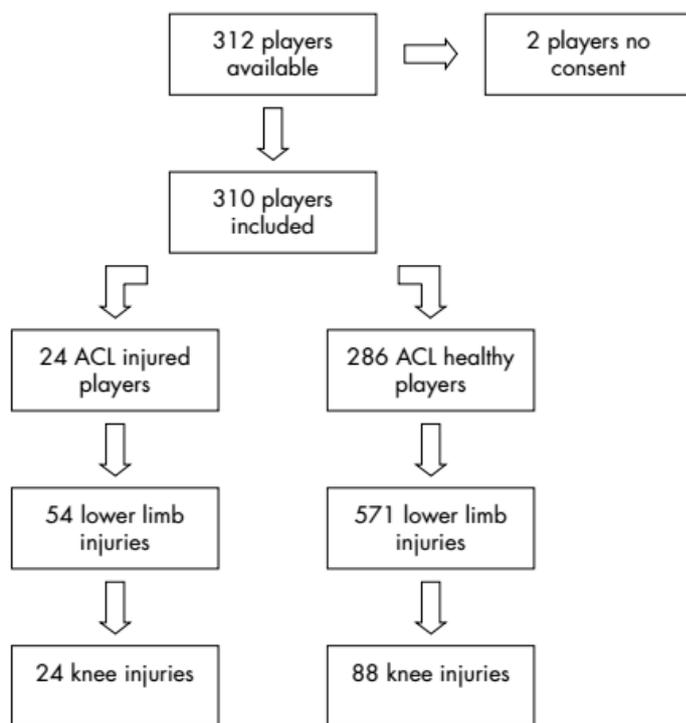


Abbildung 16: Vergleich der Inzidenzraten im schwedischen Profifußball mit oder ohne Verletzungshistorie des VKB (Waldén, Hägglund, & Ekstrand, 2006, S. 159).

Spieler ohne Vorverletzung des VKB (mean (SD) 4.2 (3.7) vs 1.0 (0.7) Verletzungen/1000 Spielstunden, $p = .02$) (Waldén, Hägglund, & Ekstrand, 2006). Langfristig treten aufgrund der zumeist chronisch-rezidiven Instabilität nach VKB Verletzungen, Meniskus- und Knorpelschäden auf, welche das Arthroserisiko deutlich erhöhen (Kuijt, Inklaar, Gouttebarga, & Frings-Dresen, 2012). In einer schwedischen Studie wurden 103 Fußballspielerinnen untersucht, die 12 Jahre zuvor eine Verletzung des VKB erlitten hatten. Radiologisch konnte eine hohe Prävalenz (82%) degenerativer Veränderungen festgestellt werden, bei 51% wurde Arthrose diagnostiziert. Rund 75% der Spielerinnen gaben über Befragung an, dass für degenerative Veränderungen symptomatische Schmerzen und funktionelle Einschränkungen des verletzten Kniegelenks ihre Lebensqualität und körperliche Aktivität stark negativ beeinflussen (Lohmander, Östenberg, Englund, & Roos, 2004).

Diese Erkenntnisse decken sich mit Studienergebnissen von Papst (2011) im professionellen deutschen Frauenfußball, wonach 79% der Sportlerinnen mit der Diagnose eines Knorpelschadens vorrangig eine ligamentäre Vorverletzung des betreffenden Knies aufweisen. Vor diesem Hintergrund ist es kaum verwunderlich, dass Sportler Bedenken und Ängste beschreiben, dass die sportliche Karriere durch eine potentielle Knieverletzung in Gefahr geraten könnte. In der Studie von Papst (2011) bestätigen zudem 68% der Sportler, Angst vor einem vorzeitigen Karriereende durch eine Verletzung zu haben. Mit 70% wird einer Verletzung des Kniegelenks die größte Bedeutung beigemessen (vgl. Abbildung 17).

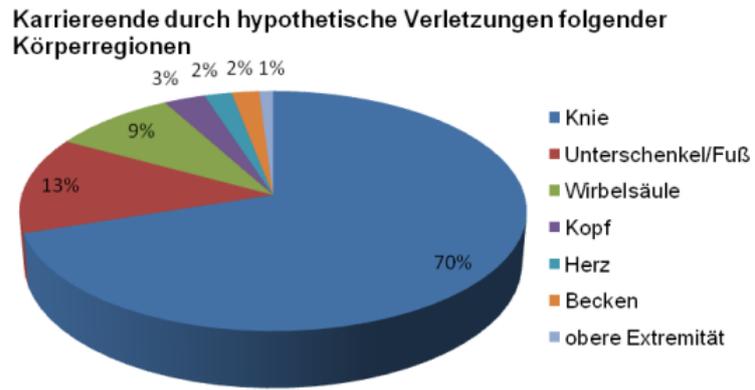


Abbildung 17: Angst vor einem vorzeitigen Ende der Sportkarriere durch potentielle Verletzungen im deutschen Frauenfußball (3. Bundesliga) in der Saison 2008/2009 (Papst, 2011, S. 50).

2.3.2 Risikofaktoren schwerer Kniegelenksverletzungen

Um auf die hohe Prävalenz schwerer Kniegelenksverletzungen (DiStefano, Padua, & Marshall, 2009), speziell des vorderen Kreuzbands, zu reagieren, ist das Verständnis der Verletzungsursachen und Risikofaktoren unabdingbar. Basierend auf einem multifaktoriellen Modell von Verletzungsursachen im Sport, beschreiben Meeuwisse, Tyreman, Hagel und Emery (2007) zunächst unabhängig der potentiellen Verletzungssituation intrinsische und extrinsische Risikofaktoren, die eine Verletzungsexposition des Sportlers erklären können (vgl. Abbildung 18).

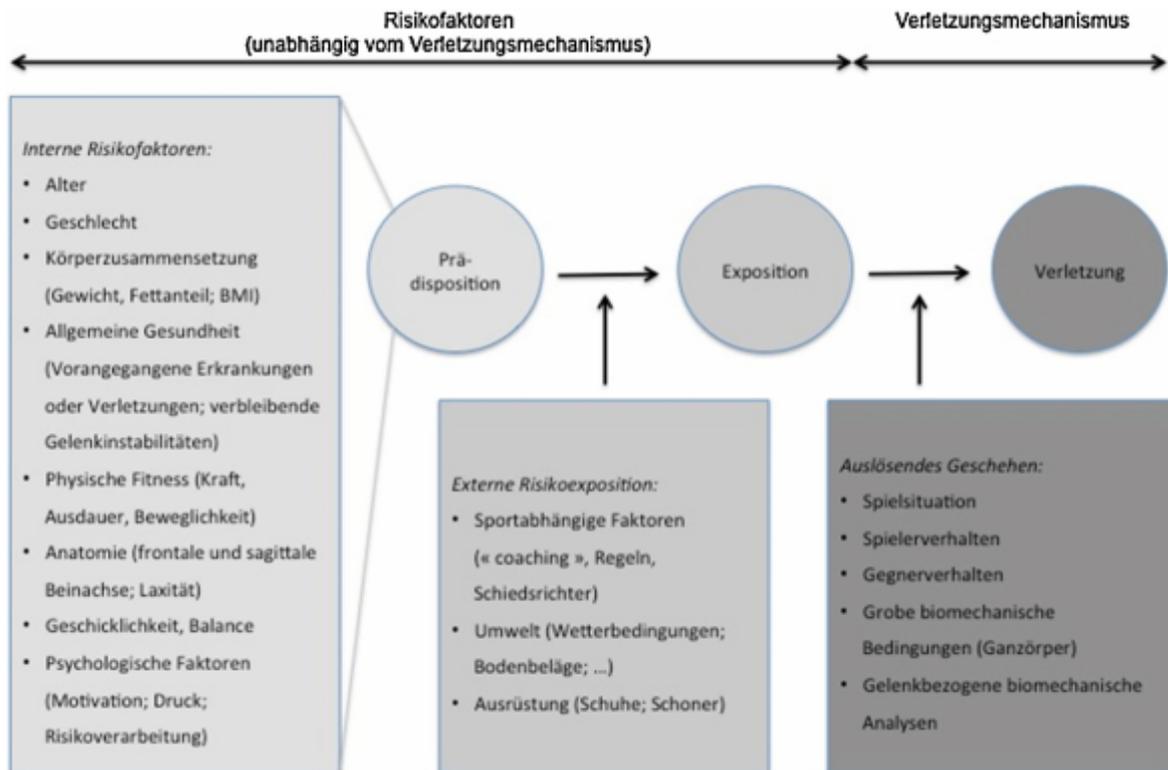


Abbildung 18: Interne und externe Risikofaktoren als Sportverletzungsmodell (Seil et al., 2016, S. 6; modifiziert nach Meeuwisse 2007).

Interne Risikofaktoren wie Alter, Geschlecht, Trainings- oder Gesundheitszustand beschreiben die individuelle Prädisposition eines Sportlers gegenüber Verletzungen. Weiter werden durch externe Risikofaktoren, bspw. sportartspezifisches Regelwerk, Umweltbedingungen oder soziale Interaktionen durch ihre Auswirkungen in einer Trainings- oder Wettkampfsituation die Anfälligkeit eines Athleten gegenüber einer Verletzung beeinflusst (Bahr & Krosshaug, 2005).

Das Verletzungsmodell veranschaulicht, dass die Bandbreite der Risikofaktoren bezüglich einer Verletzung des Kniegelenks sehr groß ist. Biomechanische, anatomische und neuromuskuläre Faktoren spielen in der Risikobeurteilung eine entscheidende Rolle. Aus diesem Grund fordern Gokeler et al. (2010) eine individuelle Betrachtungsweise des Verletzungsrisikos und differenzieren die intrinsischen Faktoren zwischen modifizierbaren sowie nicht-modifizierbaren Risikofaktoren (vgl. Abbildung 19).

Summary of modifiable and non-modifiable intrinsic risk factors related to increased risk of ACL injury

	Modifiable risk factors	Non-modifiable risk factors	Potential control or treatment technique
Anatomical		BMI	Monitor and control relative body mass
		Femoral notch index (ACL size)	N-M training targeted to decrease other risk factors
		Knee recurvatum	N-M training targeted to improve dynamic knee flexion
		General joint laxity	N-M training targeted to improve joint stiffness
		Family history (genetic predisposition)	N-M training targeted to decrease other risk factors
		Prior injury history	Full physical rehabilitation following injury
		Sex, female	N-M training prior to onset of risk factors
Developmental and hormonal		Pubertal and post-pubertal maturation status	N-M training prior during pre-puberty
		Preovulatory menstrual status	Oral contraceptives in females ^a
		ACL tensile strength	N-M training targeted to decrease other risk factors
		Neuromuscular shunt	N-M training targeted to improve neuromuscular control
Biomechanical	Knee abduction		N-M training targeted to improve coronal plane loads
	Anterior tibial shear		N-M training targeted to improve dynamic knee flexion
	Lateral trunk motion		N-M training targeted to improve trunk strength and control
	Tibial rotation		N-M training targeted to control transverse motions and influence sagittal plane deceleration mechanics
	Dynamic foot pronation		Foot orthoses
	Fatigue resistance		Strength and conditioning training
	Ground reaction forces		N-M training targeted to improve force absorption strategies
Neuromuscular	Relative hamstring recruitment		N-M training targeted to improve hamstring strength and recruitment
	Hip abduction strength		N-M training targeted to improve hip strength and recruitment
	Trunk proprioception		N-M training targeted to improve trunk strength and control

N-M neuromuscular training

^a Pilot evidence indicates it might be a potential control strategy

Abbildung 19: Unterscheidung zwischen modifizierbaren und nicht-modifizierbaren Risikofaktoren einer vorderen Kreuzbandverletzung sowie möglichen Einflussmöglichkeiten (Alentorn-Geli, 2009, S. 709).

Im Rahmen eines Expertenmeetings mit dem Schwerpunktthema „Vorderes Kreuzband“ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS)²⁸

²⁸ Die Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS) ist der weltweit zweitgrößte Zusammenschluss von Sportorthopäden und Sporttraumatologen.

2010 wurden unter anderem die modifizierbaren Risikofaktoren einer VKB Verletzung anhand der aktuellen Forschungslage evaluiert und werden nachfolgend in den Kapiteln 2.3.2.1 - 2.3.2.3 aufgeführt.

2.3.2.1 Anatomische Risikofaktoren

Die Studienlage beschreibt eine stark erhöhte Inzidenz von VKB Rupturen bei Frauen, die vorrangig auf anatomisch nicht modifizierbare Risikofaktoren zurückzuführen ist (vgl. Abbildung 20). Dennoch sind Verletzungen des VKB kein „reines Frauenproblem und Gruppenmittelwerte sollten nur ein grober Anhaltspunkt sein.“ (Gokeler et al., 2010, S.8).

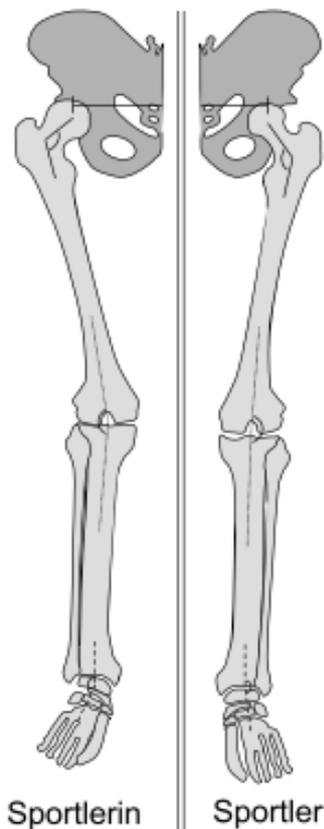


Abbildung 20: Geschlechterspezifische Unterschiede der Gelenkorientierung (Gokeler et al., 2010, S. 9).

Anatomische Prädispositionen sind nur eine Variable der intrinsischen Faktoren. Es ist nicht eindeutig geklärt, welche Bedeutung die anatomischen Voraussetzungen im Kontext der restlichen Risikofaktoren hinsichtlich einer erhöhten Verletzungsgefahr spielen (Beynon & Shultz, 2008). Deshalb sollte unter Berücksichtigung aller Risikofaktoren immer das individuelle Verletzungspotential geschlechtsunabhängig beurteilt werden. Wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben, ist der größte Risikofaktor einer VKB Verletzung eine entsprechende Vorverletzung. Ein weiterer nicht modifizierbarer Faktor stellt ein erhöhter Q - Winkel in der Frontalebene dar (vgl. Kap. 2.1.1.2). Durch ein breiteres Becken findet sich bei Frauen meist ein größerer Hüftgelenksabstand, was sich im Allgemeinen durch eine femorale Anteversion, vermehrte Neigung zum Genu valgum sowie eine größere Fußpronation ausdrückt (vgl. Abbildung 20). Auch die Weite der Fossa interkondylaris sowie die Bandlaxizität wird als möglicher Risikofaktor für Verletzungen des VKB diskutiert (Muneta, Takakuda, & Yamamoto, 1997). Die Weite des Gelenkspalts hängt eng mit dem frontalen Durchmesser der Femurkondylen zusammen, die in Abhängigkeit

zur Körpergröße stehen. Es wird angenommen, dass ein enger Gelenkspalt ein Impingement verursacht, was eine VKB Verletzung begünstigen kann. Weiter wird angenommen, dass sich eine verkleinerte Gelenkspaltbreite auf den Durchmesser des VKB auswirkt und damit eine geringere Reißfestigkeit gegeben ist:

„Men with a narrower femoral notch and greater generalized joint laxity had a 7.8-fold increased risk of an ACL injury. For females, a narrower notch, higher-than-average body mass index, and general joint laxity predicted ACL injury risk with high specificity and sensitivity” (Beynnon und Shultz, 2008, S. 548).

Der Einfluss weiblicher Geschlechtshormone bezüglich der Bandlaxizität wird kontrovers diskutiert. Anhand von Tierstudien konnte gezeigt werden, dass hohe Östrogenkonzentrationen die Eigenschaften des Bindegewebes beeinflussen. Es kann sowohl eine deutliche Abnahme der Kollagenmenge als auch des Fibrillendurchmessers beobachtet werden. Auch die Zugfestigkeit des VKB wird durch hohe Östrogengaben signifikant reduziert (Hama, Yamamuro, & Takeda, 1976; Slauterbeck, Clevenger, Lundberg, & Burchfield, 1999). Allerdings konnten diese Effekte mit adäquaten Dosierungen, die den Schwankungen des weiblichen Zyklus entsprechen, nicht nachgewiesen werden. Einige Studien konnten keinen hormonellen Einfluss während des Menstruationszyklus auf die Bandlaxizität feststellen (Beynnon & Shultz, 2008). Andere Ergebnisse hingegen konnten zeigen, dass die Bandlaxizität bei maximaler Östrogenkonzentration während des Menstruationszyklus am höchsten ist (Heitz, Eisenman, Beck, & Walker, 1999; Romani, Patrie, Curl, & Flaws, 2003). Es bleibt unklar, ob eine hormonell beeinflusste Bandlaxizität eine protektive Wirkung haben kann. Durch eine erleichterte Verlängerung der Bandstruktur könnte eher ein Dehnungseffekt als eine Ruptur hervorgerufen werden, was für einen Schutzmechanismus sprechen würde. Eine andere Möglichkeit besagt, dass durch eine erhöhte Laxizität die propriozeptive Rückkopplung verzögert werden kann und somit die neuromuskuläre Kontrolle der kniestabilisierenden Muskulatur nachteilig beeinflusst wird.

In der Analyse der anatomischen Risikofaktoren ist auffällig, dass sich die Studienlage recht inkonsistent abbildet und Zusammenhänge mit einer erhöhten Verletzungsgefahr mit Vorsicht zu betrachten sind. Beynnon und Shultz (2008) merken an, dass anatomische Prädispositionen wie Bandstrukturen, intercondyläre Notchweite oder Genu valgum statisch gemessen werden und nicht direkt auf dynamische Situationen übertragen werden können. In der dynamischen Betrachtung und Risikobewertung sind vor allem die neuromuskulär modifizierbaren Faktoren von Bedeutung.

2.3.2.2 Neuromuskuläre Risikofaktoren

„Die neuromuskuläre Kontrolle bezieht sich auf die unbewusste Aktivierung der dynamischen Kontrollinstanzen der das Kniegelenk stabilisierenden Strukturen als Antwort auf sensorische Stimuli und ist von besonderer Bedeutung für die Inzidenz von VKB-Verletzungen“ (Gokeler et al, 2010, S. 9).

Grundsätzlich zählen zu den kniegelenkstabilisierenden Strukturen alle Muskeln, Bänder und Sehnen, die während einer dynamischen Belastung eine entsprechend hohe Gelenkstiffness und -stabilität erzeugen können und somit die motorische Kontrolle des Kniegelenks gewährleisten. Propriozeptoren geben über afferente Bahnen Informationen über die Stellung des Gelenks und ermöglichen darüber dessen neuromuskuläre Kontrolle (Lephart, Ferris, Riemann, Myers, & Fu, 2002; Riemann & Lephart, 2002). Über diesen Mechanismus werden die dynamischen Kontrollinstanzen auf reflektorischer Ebene unbewusst aktiviert, wobei γ Motoneuronen über die Muskelspindeln die Muskelstiffness kontrollieren.²⁹ Um das Kniegelenk zu stabilisieren, erfordert es neben der reinen Krafftähigkeit vor allem einer optimal schnellen Muskelreaktionszeit³⁰, um die passiven Strukturen zu schützen. Eine höhere Muskelstiffness ist in der Lage, Lasten schneller auf die Spindelorgane zu übertragen und somit die Latenzzeit zu verkürzen. Ebenso kann durch Voraktivierung eine höhere Stiffness erzeugt werden, bevor eine Belastung wie die Landung nach einem Sprung eintritt, die es zu kontrollieren gilt. Die neuromuskuläre Kontrolle kann sowohl durch Ermüdungs- als auch Belastungseffekte beeinflusst werden. Piry et al. (2011) zeigt in einer retrospektiven Studie mit professionellen Handballspielern, dass sich 65% der Verletzungen in der zweiten Halbzeit eines Spiels ereigneten. Die Autoren führen diese Verteilung auf die Ermüdung des neuronalen Systems in Kombination mit muskulärer Erschöpfung im fortgeschrittenen Spielverlauf zurück. Ein weiterer Faktor wird in der steigenden Intensität und Härte in Zweikämpfen vermutet, was beispielsweise durch einen engen Spielstand gegen Spielende entstehen kann. Zebis et al. (2011) konnten in einem simulierten Handballspiel³¹ bestätigen, dass sich neuromuskuläre Aktivierungsmuster unter sportartspezifischer Beanspruchung verändern und dadurch die Exposition gegenüber einer VKB Verletzung begünstigen. In Folge der induzierten Ermüdung wurde eine Abnahme der maximal willkürlichen Kontraktionskraft (MVC) der knieumschließenden Muskelgruppen bei lateralen Bewegungen verzeichnet, die

²⁹ Eine hohe muskuläre Stiffness kann entsprechend hohe einwirkende Kräfte, die von außen auf ein Gelenk wirken, balancieren. Muskelsteifheit oder Stiffness beschreibt das Verhältnis von Kraft zu Längenänderung.

³⁰ Muskelreaktionszeit oder Latenzzeit beschreibt die Zeit vom Setzen eines Reizes bis zum Auftreten einer messbaren Reaktion. Beim Muskel wird die Muskelreaktionszeit durch die Nervenleitgeschwindigkeit, die Verzögerung der Erregung beim Durchgang durch die motorische Endplatte und durch die Zeit bedingt, die zum Ablauf der biochemischen Vorgänge bei der Kontraktion notwendig ist.

³¹ Es wurde ein standardisiertes Ermüdungsprotokoll (50min) mit typischen Belastungsformen und -intensitäten eines Handballspiels durchgeführt. Inhalte: Laufen/Sprints, Ein- und beidbeinige Sprünge sowie cutting Bewegungen.

mit einer hohen Verletzungsanfälligkeit des VKB assoziiert werden (hamstrings: $p = .002$; quadriceps: $p = .001$). Außerdem konnte gezeigt werden, dass die neuromuskuläre Aktivität der protektiven VKB-Agonisten (Kapitel 2.1.2.2), Mm. biceps femoris und semitendinosus in der frühen Landephase bei lateraler Bewegung im Vergleich zu der Aktivität vor der simulierten Belastung signifikant ($p < .05$) abnahm (M. biceps femoris $39 \pm 12\%$ vs. $28 \pm 12\%$; M. semitendinosus $46 \pm 16\%$ vs. $33 \pm 16\%$) (vgl. Abbildung 21).

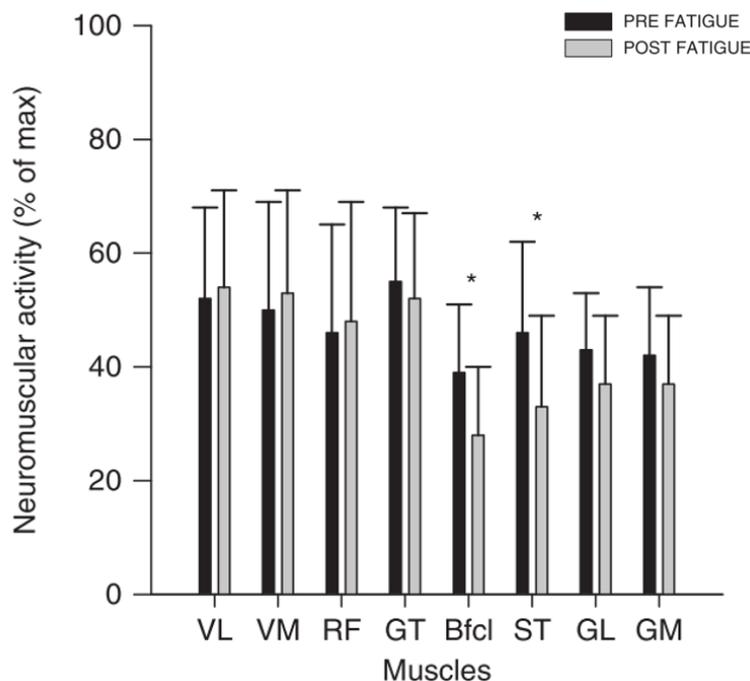


Abbildung 21: Neuromuskuläre Aktivierungsmuster in der frühen Landephase vor- bzw. nach einer induzierten Ermüdungsphase. VL: Vastus lateralis; VM: Vastus medialis; RF: Rectus femoris; GT: Glutaeus medius; Bfcl: Biceps femoris; ST: Semitendinosus; GL/GM: Gastrocnemius lateralis/medialis (Zebis et al., 2011, S. 5).

Die Abnahme der neuromuskulären Aktivität des M. glutaeus medius erreicht in der Studie von Zebis et al. (2011) kein Signifikanzniveau und bleibt in der analytischen Betrachtung der Autoren unbeachtet. Vor dem Hintergrund der Fragestellung der vorliegenden Arbeit sowie den bereits aufgeführten Funktionen der hüftabduzierenden/außenrotierenden Muskelgruppen (vgl. Kapitel 2.2) lassen sich hier jedoch berechnete Hinweise hinsichtlich etwaiger Effekte auf die Kniestabilität ableiten:

- Der M. glutaeus medius weist in der Gesamtbetrachtung aller an der Kontrolle der unteren Extremität beteiligten Muskelgruppen den höchsten Grad an Aktivierung (% MVC) auf. Vor allem im Vergleich zu den protektiv wirkenden Muskelgruppen ist das Aktivierungslevel deutlich höher und unterstreicht damit die Annahme, dass die hüftumgebende Muskulatur maßgeblich zur Kniegelenkskontrolle beiträgt. Basierend auf dem ökonomischen Prinzip neuronaler Planungsprozesse, wonach durch das ZNS das effektivste Bewegungsprogramm

zur Kontrolle des Kniegelenks aktiviert wird, lässt sich anhand seines Aktivierungsgrads dem M. gluteus medius eine entscheidende Rolle zuordnen (Haus, 2010).

- Aufgrund des beschriebenen Einflusses der hüftabduzierenden/hüftaußenrotierenden Muskelgruppen auf die Stellung des Femurs (Kapitel 2.2) bewirken selbst kleine Veränderungen in deren Aktivitätsverhalten die Ausprägung anatomischer sowie im Besonderen biomechanischer Risikofaktoren. Die funktionelle Traglinie des Beins und Neigung zum Genu valgum wird maßgeblich geprägt, da Aktionen im Hüftgelenk verantwortlich für Reaktionen in distaleren Gelenken sind. Mehr Aufschluss könnte zusätzlich die Analyse des Aktivierungsverhaltens des M. gluteus maximus geben, der in der vorliegenden Arbeit berücksichtigt wurde.

Unter den beschriebenen Auswirkungen des Aktivierungsverhaltens auf die Beanspruchung des Kniegelenks, insbesondere hinsichtlich des Risikos einer VKB Verletzung, wird diese selektive Abnahme der neuromuskulären Aktivität mit einer Reduzierung der Kniestabilität assoziiert (Melnik & Gollhofer; Zebis et al., 2011).

Im Kontext der neuromuskulären Aktivierung konnten weitere Risikofaktoren im Falle einer propriozeptiven Störung identifiziert werden. Speziell die propriozeptiven Informationen, die das VKB über Mechanorezeptoren an den Kontaktstellen zu Femur und Tibia erhält, sind für die gesamte Kinematik des Kniegelenks von essentieller Bedeutung (Barrack, Skinner & Buckley, 1989). Ist dieser Informationsfluss durch eine Verletzung des VKB gestört, kommt es zu Problemen der räumlichen Wahrnehmung der Gelenkstellungen. Aus dieser Problematik kann auch das muskuläre Aktivierungsverhalten gestört werden. Durch arthroskopisch induzierte, elektrische Impulse bei unverletzten Kreuzbändern konnten die protektiv wirksamen Muskelgruppen (Mm. biceps femoris und semitendinosus) aktiviert werden, bei verletzten Kreuzbändern blieb diese reflektorische Antwort aus (Beard, Kyberd, Dodd, Simpson, & O'Connor, 1994; Beard, Kyberd, O'Connor, Fergusson, & Dodd, 1994; Melnik & Gollhofer, 2007). Auch eine Störung der Koordination in Form von Ablenkung eines Sportlers ist zu den neuromuskulären Risikofaktoren zu zählen. Unvorhersehbare Ereignisse, wie unerwartetes Gegnerverhalten, spontane Richtungsänderungen oder Flugverhalten des Spielballs, können das Aktivierungsmuster verändern und das Risiko einer Verletzung erhöhen. Ackland, Lloyd, Besier und Cochrane (2000) konnten zeigen, dass die Belastungsmomente auf das Kniegelenk während Richtungsänderungen bei dynamischen Seitwärtsbewegungen mit unvorhersehbaren Richtungsanweisungen deutlich erhöht waren (vgl. Abbildung 22).

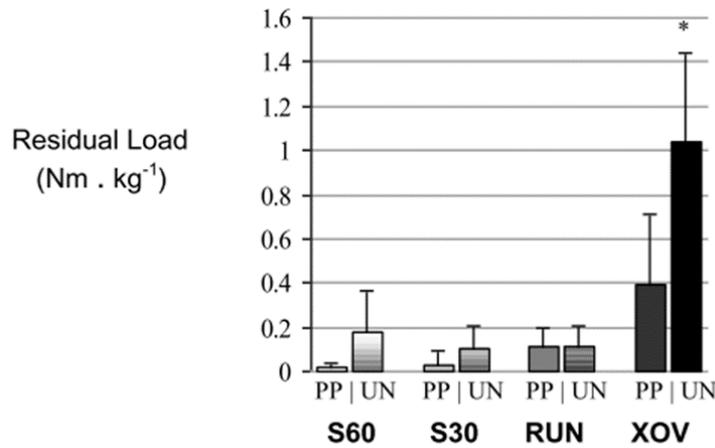


Abbildung 22: Belastungsmomente (Ordinate) auf das Kniegelenk bei dynamischen Seitwärtsbewegungen. S60/30: Side-step Bewegung in 60° bzw. 30° Winkel. RUN: gerader Lauf. XOV: Kreuzlauf. PP: Pre-planned. UN: Unanticipated (Ackland, Lloyd, Besier, & Cochrane, 2000, S. 4).

2.3.2.3 Biomechanische Risikofaktoren

Lange Zeit wurde als biomechanischer Hauptrisikofaktor die ventrale Abgleitbewegung der Tibia gesehen. In der sagittalen Betrachtung des Kniegelenks erfährt vor allem das VKB bei geringem Beugewinkel von 20° - 30° eine hohe Belastung, wie es beispielsweise charakteristisch in der verletzungsanfälligen frühen Landephase nach einem Sprung ist. In dieser strecknahen Position ist der Wirkungsgrad der protektiven ischiocruralen Muskulatur deutlich limitiert (Kapitel 2.1.2.2), wodurch es zu einer kinematischen Veränderung des Kniegelenks in der Transversalebene kommen kann. In dynamischen Situationen finden selten isolierte Bewegungen in einer Ebene statt, sondern vielmehr besteht exemplarisch eine spontane Richtungsänderung aus einer Komposition von Rotations-, Flexions-/Extensions- und Adduktions-/Abduktionsbewegungen der unteren Extremität.

Sowohl die Forschungsgruppen um Olsen (2004) als auch Quatman und Hewett (2009) beschreiben aus dieser Feststellung den dynamischen Knievalgus als einen entscheidenden biomechanischen Risikofaktor (vgl. Abbildung 23). Er wird auch als Valgus-Collapse bezeichnet und ist...

„[...] eine kombinierte Bewegung sowohl in Frontal-, Sagittal- als auch Transversalebene. Die zugehörigen problematischen Bewegungselemente zeigen sich bei Frauen gegenüber Männern in einer Zunahme der Hüftadduktion und Hüftinnenrotation, Extension und Valgus im Kniegelenk sowie Innen- und Außenrotation der Tibia mit unkontrollierter Fußstellung.“ (Gokeler et al., 2010, S. 10).

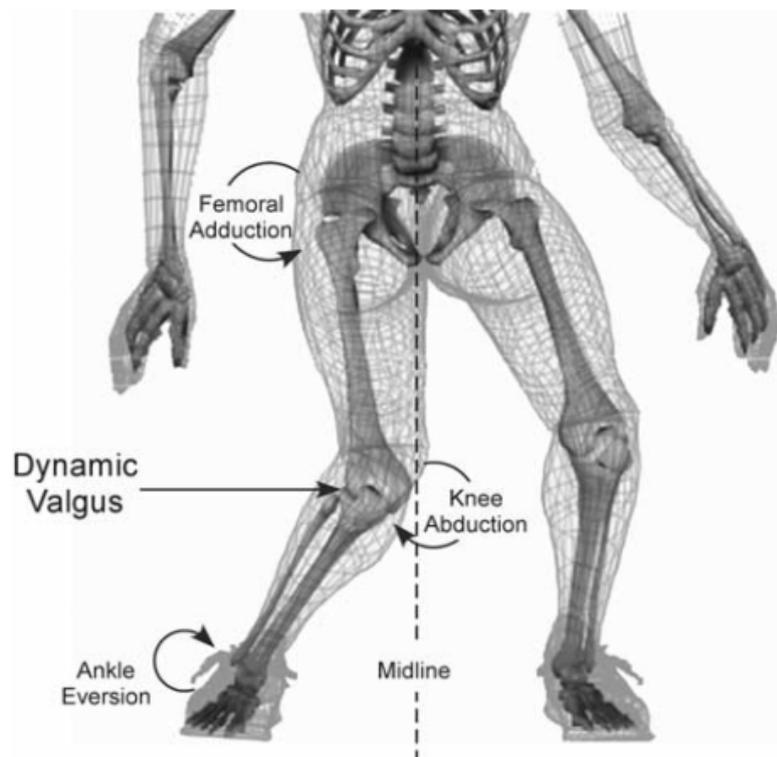


Abbildung 23: Darstellung des dynamischen Knievalgus als biomechanischen Hauptrisikofaktor (Hewett et al., 2005, S. 495).

Das Risikomodell verdeutlicht, dass das Kniegelenk lediglich eine Komponente der kinematischen Kette darstellt (vgl. Kapitel 2.2.2). Vor allem hat sich der kinetische und kinematische Einfluss der Hüfte als biomechanischer Risikofaktor für Verletzungen des Kniegelenks herausgestellt. Bencke et al. (2013) untersuchen die biomechanischen Zusammenhänge des Hüft- und Kniegelenks bei 24 professionellen Handballspielerinnen anhand einer 3D Bewegungsanalyse sowie einer Kraftmessplatte bei lateralen Sprüngen. Laut der Autoren ist die wichtigste Erkenntnis der Studie, dass die Maxima der externalen Knieabduktionsmomente (dynamischer Knievalgus) und der Hüftinnenrotationsmomente zusammenfallen. Daraus wird ein entscheidender Einfluss der Hüftwinkelstellung auf die Ausprägung des dynamischen Knievalgus angenommen, welcher in verschiedenen aussagekräftigen Studien als entscheidender biomechanischer Risikofaktor postuliert wird.³² Hewett et al. (2005) beschreiben diese Beobachtungen ebenso für axiale Bewegungen wie Drop-Jumps und stellt auch hier den dynamischen Knievalgus als stärksten biomechanischen Prädiktor für potentielle Verletzungen des Kniegelenks heraus. Entsprechend wird den Hüftaußenrotatoren und -abduktoren die Funktion zugeschrieben, den auf das Kniegelenk innenrotatorisch sowie adduzierenden Muskelgruppen entgegenzuwirken. Dadurch kann der Risikofaktor „Valgus-Collapse“ reduziert werden.

³² Olsen, Myklebust, Engebretsen & Bahr (2004); Besier, Lloyd, Ackland & Cochrane (2001); Dempsey et al. (2007).

Aus dem Zusammenwirken anatomischer und neuromuskulärer Risikofaktoren sind Frauen auch bezüglich eines Valgus-Collapse stärker gefährdet. Dies drückt sich zusätzlich in einer erhöhten ligamentären Dominanz bei Frauen als bei Männern aus. Die Aktivierung der protektiven Muskelgruppen, welche vor allem dem dynamischen Knievalgus entgegenwirken, konnten Männer im Vergleich zu Frauen bei der Landung nach einem Sprung signifikant schneller aktivieren (Hewett, Stroupe, Nance, & Noyes, 1996). Dadurch ergeben sich erhöhte Bodenreaktionskräfte sowie Valgus-Drehmomente, die nur vermindert von den aktiven Strukturen aufgefangen werden können. Es findet eine Umverteilung der Kniegelenkbelastung zu Ungunsten der ligamentären Strukturen statt (Hewett & Johnson, 2010).

2.3.3 Zusammenfassung

In der Gesamtbetrachtung der Risikofaktoren ist festzuhalten, dass Frauen aufgrund geschlechtsspezifischer Prädispositionen einem höheren Risiko einer schweren Kniegelenkverletzung ausgesetzt sind. Es muss aber beachtet werden, dass, obwohl... „[...] die Inzidenz bei Frauen im Vergleich zu Männern erhöht ist, tritt nach wie vor bei Männern die größte Anzahl an VKB-Verletzungen auf“ (Gokeler et al., 2010, S.11). So fordern die Mitglieder der GOTS eine Umorientierung, weg von dem Schwerpunkt der geschlechtsspezifischen Risikobetrachtung, hin zu einer individuellen und multifaktoriellen Einschätzung von Risiken. Es ist außerdem notwendig, die Risikofaktoren nicht isoliert zu betrachten, sondern vielmehr in eine multifaktorielle Analyse zu integrieren. Über eine integrative Einordnung der anatomischen, neuromuskulären und biomechanischen Risikofaktoren könnten Verletzungssituationen bzw. sogenannte „close-to-injury“ Situationen besser individuell beschrieben und die Prädisposition gegenüber einer Verletzung reduziert werden.

2.3.4 Verletzungsmechanismen

Die Analyse der Umstände sowie des mechanischen Vorgangs einer Verletzung tragen wesentlich zum Verständnis einer Kniegelenksverletzung bei. Darauf basierend können potentielle Risikofaktoren weiter modifiziert sowie präventive Maßnahmen konzipiert werden. Der Eintritt einer Verletzung des Kniegelenks stellt das „worst-case-scenario“ dar, wenn eine auftretende Belastungssituation die stabilisierenden Strukturen in ihren Fähigkeiten überbeansprucht, das Gelenk zu stabilisieren. Auf Grundlage von Videoanalysen in unterschiedlichen Ballsportarten wurde festgestellt, dass ca. 70% – 85% der VKB Verletzungen ohne direkten Gegnerkontakt oder Foulspiel als sog. „non-contact-injuries“ verursacht werden (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Griffin et al., 2000; Magnussen et al., 2010). Bereits 1998 führten Myklebust, Mrethlum, Holm und Bahr eine Studie über Rupturen des VKB in norwegischen Elitehandballteams mittels Interviews durch. Von 28 ermittelten Verletzungen des VKB fanden 23 in „non-contact“ Situationen statt, vorwiegend in hohen Tempo- und Intensitätsbereichen bei Änderungen der Bewegungsrichtung sowie bei Landungen nach Sprüngen.

Den „non-contact-injury“ Situationen liegt nur in Ausnahmefällen ein singuläres Bewegungsmuster zugrunde. In der Regel führen Kombinationen unterschiedlicher Bewegungsabläufe sowie deren Häufigkeit des Auftretens zu einer übermäßigen Beanspruchung. Neben spontan auftretenden Verletzungen in Folge übermäßiger Belastung kann eine wiederholte Belastung in „close-to-injury“ Situationen in der Addition eine Verletzung des Kniegelenks stark begünstigen (Alentorn-Geli et al., 2009). Aus der Übersicht der relevanten Studienlage³³ können unter Berücksichtigung der aufgeführten Risikofaktoren typische „non-contact-injury“ Situationen identifiziert werden:

- Spontane Richtungsänderungen bzw. „cutting“ Bewegungen mit Abstoppen aus einem Beschleunigungsweg.
- Landungen sowohl ein- als auch beidbeinig und Sprungmanöver bei geringer Knieflexion.
- Dreh- und Seitwärtsbewegungen bei geringer Knieflexion und fixiertem Fuß.

Diese Mechanismen wurden von Shimokochi und Shultz (2008)³⁴ in einem MEDLINE Review übersichtlich dokumentiert (vgl. Abbildung 24).

³³ (Faunø & Jakobsen, 2006; Krosshaug et al., 2007; Krosshaug, Slauterbeck, Engebretsen, & Bahr, 2007; McLean, Huang, Su, & Van Den Bogert, 2004; Olsen, 2004; Yu & Garrett, 2007)

³⁴ Einschlusskriterien: retrospektive und beobachtende Studien, die spezifisch den Verletzungsmechanismus von „non-contact injuries“ untersuchten. Weitere Kriterien waren die Analyse von Belastungsmustern, die das Kniegelenk und speziell das VKB betreffen.

2 Forschungsstand und Problemstellung

	Total Observed Population	Decelerating From Running Without Changing Direction	Decelerating From Running With Changing Direction	Jump	Landing	Plant and Cut	Other	Unknown
Boden et al ^{7,a}	90		38		27			1
Boden et al ^{7,a}	23	4	6		5			
Cochrane et al ^{8,b}	34		1		9		7	
Faunø and Wulff								
Jakobsen ^{12,a}	105		66		26			13
Ferretti et al ^{9,a}	52			46	38			
Olsen et al ^{13,a}	53				16	19		
Olsen et al ^{11,b}	12	2			4	12	1	
Total	369	6	111	46	125	31	8	14

^a Indicates retrospective study by interview.

^b Observational study by video analyses.

Abbildung 24: MEDLINE Review: Typische Bewegungsmuster für „non-contact-injury“ Situationen. Die blauen Markierungen kennzeichnen die relevanten Mechanismen (modifiziert nach Shimokochi & Shultz, 2008, S. 397).

Darüber hinaus untermauert das Review, dass für die beschriebenen Verletzungsmechanismen vor allem biomechanische Risikofaktoren ein entscheidendes Kriterium darstellen. Alle formulierten verletzungsanfälligen Situationen haben gemein, dass eine Kombination aus einer Rotationsbewegung, deutlichem dynamischen Knievalgus bei geringem Kniebeugungswinkel mit Hüftadduktion- und Innenrotationsstellung vorliegt (vgl. Abbildung 25).

Source	Total Observed Population	Knee Internal Rotation			Knee External Rotation					
		Alone	+Knee Valgus	-Hyperextension	Alone	+Knee Valgus	+Hyperextension	Hyperextension	Knee Valgus	Knee Varus
Boden et al ^{7,a}	90							2	2	
Cochrane et al ^{8,b}	34	8			2				9	2
Ferretti et al ^{9,a}	52		21			22				
McNair et al ^{10,a}	23	10		1	4		1	3		
Olsen et al ^{11,b}	12		7			5				
Total	211	18	28	1	6	27	1	5	11	2

^a Indicates retrospective study by interview.

^b Observational study by video analyses.

Abbildung 25: MEDLINE Review: Verletzungsmechanismus des VKB als Kombinationsbewegung. Die blauen Markierungen kennzeichnen die relevanten Mechanismen (modifiziert nach Shimokochi & Shultz, 2008, S. 398).

In späteren Studien bestätigt Koga et al. (2010) mit Hilfe eines 3D modellbasierten Verfahrens die beschriebenen kritischen Situationen anhand von Videoanalysen realer Knieverletzungen bei weiblichen Basketball- und Handballspielerinnen. Die kinematischen Muster konnten ein konsistentes Schema in allen analysierten Fällen aufzeigen. Die höchsten Belastungsmomente des Kniegelenks durch die vertikale Bodenreaktionskraft erfährt eine Spielerin ca. 40 Millisekunden nach Aufsetzen des Fußes. Dabei wurde durchschnittlich das 3,2-fache des Körpergewichts auf das in Folge verletzte Bein übertragen. Die beschriebenen kinematischen Veränderungen

einer dynamischen Valgisierung in Verbindung der Innenrotation des Femurs sowie einer Innenrotation der Tibia wurde bei allen Spielerinnen ebenfalls innerhalb der ersten 40 Millisekunden nach initialem Bodenkontakt festgestellt (vgl. Abbildung 26).

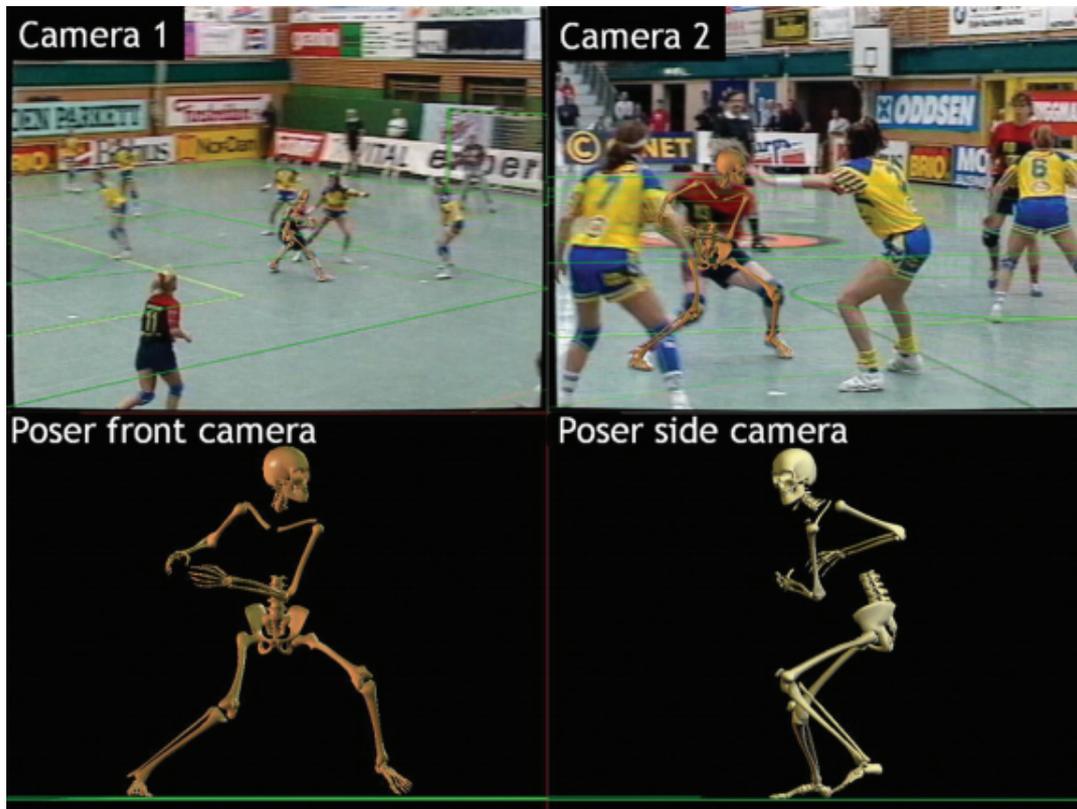


Abbildung 26: Beispiel einer „non-contact-injury“ Situation des Kniegelenks bei einer Handballspielerin der 1. norwegischen Liga. Perspektive 1 und 2 zeigen dieselbe Situation einer Verletzungssituation des rechten Beins 40ms nach initialem Bodenkontakt (Koga et al., 2010, S. 3).

Damit bestätigt Koga et al. ebenso die Ergebnisse von Videoanalysen der Forschungsgruppe um Olsen, Myklebust, Engebretsen und Bahr (2004). In 19 von 20 analysierten Videosequenzen wurde neben einer spontanen Richtungsänderung die Landung nach einem Sprung als Hauptverletzungsmechanismus erkannt. Jedoch ist auch hier zu betonen, dass jede Situation individuell zu bewerten ist. Eher in der Regel als der Ausnahme führen Hybride aus Richtungswechseln, Landungen und Abstoppbewegungen zu verletzungsgünstigen Expositionen. Ein Beispiel eines solchen Hybridmodells stellt die sogenannte „plant and cut“ Bewegung dar, welche von den Autoren wie folgt beschrieben wird: „[...]a high-speed evasive technique in which the player tries to get past an opponent by changing direction sideways“ (Olsen, Myklebust, Engebretsen, & Bahr, 2004, S.1004). Bei diesem Manöver erfolgt meist aus einem dynamischen Anlauf ein uni- oder bilaterales Einspringen mit einer anschließenden explosiven Seitwärtsbewegung.

Übergreifend für alle Bewegungsmuster bei Verletzungen des Kniegelenks ohne Fremdeinwirkung formuliert Koga et al. (2010) aus den zusammengefassten Erkenntnissen folgenden Hauptverletzungsmechanismus (vgl. Abbildung 27).

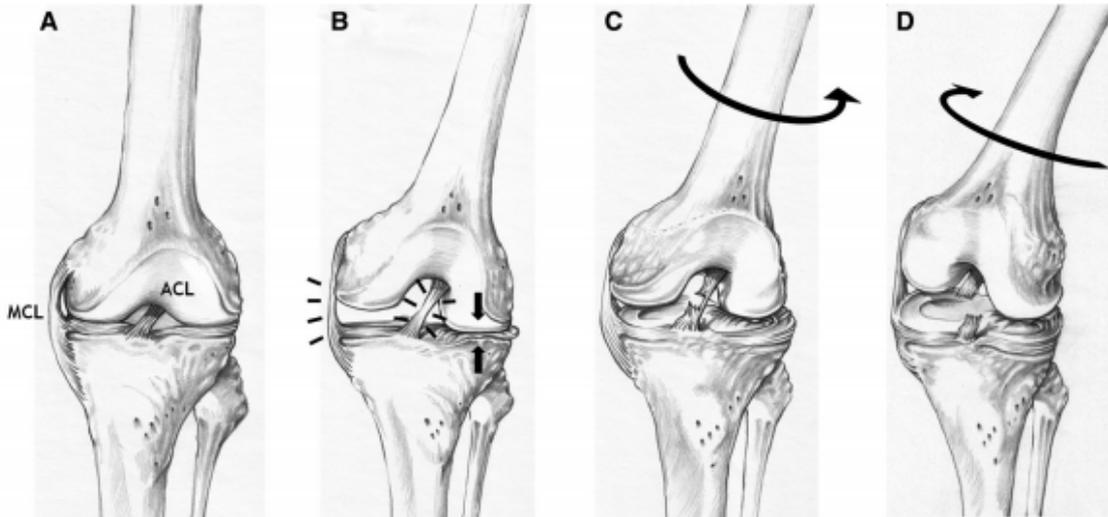


Abbildung 27: Der Mechanismus des dynamischen Knievalgus als Hauptverletzungsmechanismus des VKB. A: Gelenk unbelastet. B: Valgusstress mit Anspannung des medialen Kollateralbands (MCL) sowie des vorderen Kreuzbands (ACL). C: Innenrotation der Tibia, wobei der Bandapparat bis hin zu einer Ruptur überlastet wird. D: Bei Ruptur des VKB erfolgt ein Abgleiten der Femurkondyle sowie eine Außenrotation der Tibia (Koga et al., 2010, S. 7).

- A) Das Knie ist unbelastet.
- B) Valgusstress wirkt auf Kniegelenk ein. Das mediale Kollateralband (MCL) sowie das VKB (ACL) werden gespannt, der Gelenkspalt wird lateral komprimiert.
- C) Durch die Kompression und anterior wirkende Kräfte, verursacht durch die Quadricepsaktivität, kommt es bei fixiertem Unterschenkel zu einer translatorischen Verschiebung der lateralen Femurkondyle (posterior) gegenüber der Tibia (anterior). Dadurch rotiert die Tibia nach innen, was zu einer Verletzung bzw. Ruptur des VKB führt. Häufig sind auch/oder das mediale Kollateralband sowie der mediale Meniskus betroffen.³⁵
- D) Nach dem Riss des VKB fehlt der anatomische Gegenspieler bezüglich der Verschiebung nach anterior der Tibia, was ein Abgleiten der medialen Femurkondyle zur Folge hat. Dadurch rotiert die Tibia nach außen.

³⁵ Unhappy Triad: Ruptur- oder Teilruptur der beteiligten Bänder, Läsion des medialen Meniskus, der mit dem medialen Kollateralband verwachsen ist.

Ebenso Bencke et al. (2013) konnte in Untersuchungen (vgl. Kapitel 2.3.2) die von Koga et al. (2010) und Olson et al. (2004) beschriebenen Hauptverletzungsmechanismen beobachten. Auch ohne das Auftreten einer unmittelbaren Verletzung weist das Kniegelenk während dieser Bewegungsmuster einen erhöhten Belastungsstress auf. Die Maximalwerte des Valgusstress wurden hier mit 30ms nach initialem Bodenkontakt erreicht. Für das Hüftgelenk wurden ebenso das Maximum der Innenrotationsmomente bei gleichzeitiger Hüftextension bei 30ms nach Fußaufsatz verzeichnet. Diese Beobachtungen ergänzen die Erklärung des Hauptverletzungsmechanismus in der frühen Landephase durch den kinetischen und kinematischen Einfluss des Hüftgelenks.

2.3.5 Verletzungsprävention

In Anbetracht der Verletzungsrate sowie der gravierenden Folgen einer schweren Kniegelenksverletzung erlangt die Entwicklung von Präventionsmaßnahmen eine zentrale Bedeutung.

„Aus diesem Grunde sollte die Prävention von Kreuzbandrupturen höchste Priorität bei Sportlern, Trainern und Physiotherapeuten haben.“ (Petersen, Zantop, Rosenbaum, & Raschke, 2005, S. 158).

Die Entwicklung der Verletzungsinzidenz bei Frauen und vor allem auch Jugendlichen ist alarmierend (vgl. Kap. 2.3.1) und so wird mittlerweile die Verletzungsprävention als der entscheidende Faktor eingestuft, um die Verletzungsraten reduzieren zu können (Karlsson, 2010). In erster Instanz ist es erforderlich, alle Risikofaktoren und Mechanismen empirisch zu belegen, um im Sinne der Prävention handlungsfähig zu sein. Unter dem Titel „We Can't Prevent What We Don't Understand“ postuliert McLean (2008), auf Basis fundierter Kenntnisse der Risikofaktoren den Fokus auf die in Kapitel 2.3.2 formulierten internen Faktoren zu richten. Externe Faktoren sind nur äußerst begrenzt beeinflussbar. Zwar berichten verschiedene Studien im Fußball und Australian Football über erhöhte Verletzungsgefahr für Frauen bei der Interaktion zwischen unterschiedlicher Beschaffenheit der Spielfeldfläche und dem Schuhwerk, wobei die Spannweite hier zwischen zu niedriger Traktion bis zur Fixierung des Unterschenkels reicht (Lambson, Barnhill, & Higgins, 1996; Orchard, Seward, McGivern, & Hood, 1999). Auch vermuten die Autoren, dass externe Bedingungen wie Natur- oder Kunstrasen, trockene oder feuchte Witterung sowie Temperaturschwankungen Einfluss auf die Traktionseigenschaften und die Verletzungsrate haben können. Jedoch sind diese Beobachtungen mit Vorsicht zu genießen, da auch unter vermeintlich ungünstigen externen Bedingungen die individuellen Voraussetzungen im Mittelpunkt stehen. Darüber hinaus konstatiert Ekstrand, Timpka und

Hägglund (2006)³⁶, dass keine endgültigen Rückschlüsse bezüglich verletzungsgünstigen Bodenflächen, ob Kunst- oder Naturrasen, im Fußball gemacht werden können. Eine Studie von Olsen et al. (2003) zur Beziehung zwischen verschiedenen Untergrundflächen und Verletzungsrisiken des Kniegelenks im Handball ergab, dass für Frauen ein erhöhtes Risiko auf Kunstbelag gegenüber eines Holzbodenbelags besteht. Für Männer konnte dies in der gleichen Studie nicht gezeigt werden.³⁷ Auch hieraus ergibt sich die Schlussfolgerung, dass eher interne Faktoren die maßgebende Rolle spielen und keine allgemein gültigen Rückschlüsse für die Verletzungsanfälligkeit durch externe Faktoren wie beispielsweise Bodenbeläge getroffen werden können. In einer Untersuchung zum Einfluss verschiedener Schuhmodelle im Fußball auf die Bodenreaktionskräfte sowie Kniegelenksmomente konnte Gehring (2009) keine Unterschiede feststellen. Einzig im Aktivierungsverhalten der Knieextensoren wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Schuhkonfigurationen beobachtet, bezüglich den protektiv wirkenden Mm. biceps femoris und semitendinosus wurden keine Veränderungen beobachtet. Die Forschungslage bildet sich recht inkonsistent hinsichtlich der Einflussnahme auf externe Faktoren ab, zudem ist die Effektivität von Interventionen kaum belegbar. Ein Ansatz kann die optimale Abstimmung von Material (Schuhsohlen) an die Umgebung (Untergrund) unter den sportartspezifischen Anforderungsprofilen sein. Jedoch findet ein Sportler, auch mit optimaler Abstimmung des Sportgeräts, die Umwelt- und Rahmenbedingungen als weitestgehend gegeben vor. Es erscheint unwahrscheinlich, dass ein Fußballspieler aus präventiven Gesichtspunkten auf die sportspezifischen Vorteile einer Stollenkonfiguration auf dem Rasenplatz verzichten würde. Auch Tennisspieler könnten den externen Faktor der erhöhten Gelenksbelastung auf einem Hart- oder Rasenplatz gegenüber einem Sandplatz lediglich durch die Entscheidung maßgeblich beeinflussen, vorwiegend Sandplatzturniere zu spielen.

Jöllnbeck et al. (2013) kommen unter den zuvor genannten Gesichtspunkten zu dem Ergebnis, dass externe Faktoren nur sehr bedingt im Sinne der Verletzungsprävention zu modifizieren sind und ihre Effektivität kaum belegt ist. Das größte Potential wird daher für Präventionsstrategien beschrieben, deren Fokus auf der Reduzierung der modifizierbaren, internen biomechanischen sowie neuromuskulären Risikofaktoren liegt. Unter Berücksichtigung der Risikofaktoren sowie eines tiefen Verständnisses der Verletzungsmechanismen wurden zahlreiche Präventionsprogramme entwickelt. Allen Interventionsmaßnahmen ist gemein, dass verletzungsanfällige Bewegungsmuster bewusst verändert werden und diese modifizierten Muster unter intensiven Belastungssituationen unbewusst abgerufen werden können. Zielgerichtete Bewegungskorrekturen und Trainingsinterventionen sollen dazu beitragen, das Auftreten der sogenannten „non contact - close to injury“ Situationen zu verringern und grundlegende Verletzungsszenarien besser kontrollieren zu können. Weiter sollen

³⁶ Weitere Studien bestätigen diese Annahmen (Fuller, Dick, Corlette, & Schmalz, 2007a, 2007b).

³⁷ VKB Verletzungsrate in den höchsten drei Spielklassen Norwegens pro 1000 Spielstunden: Männer Holzboden (0.32 ± 0.13) vs. Kunstboden (0.20 ± 0.12), Frauen Holzboden (0.41 ± 0.09) vs. Kunstboden (0.96 ± 0.04).

die spezifischen Trainingsmaßnahmen dazu beitragen, die protektive Selbstwirksamkeit eines Sportlers gegenüber Verletzungen des Kniegelenks in konkreten Risikosituationen zu erhöhen. Betrachtet man evaluierte Präventionsprogramme, kristallisieren sich folgende gemeinsame Inhalte und Übungsformen heraus:

- Modifikation von verletzungsexponierten Bewegungsmustern durch Diagnostik, Aufklärung oder Information
- Neuromuskuläres Training/Plyometrie
- Balancetraining/Propriozeption
- Krafttraining
- Agilitäts-, Lauf- und Beweglichkeitstraining

Alle Präventionsprogramme³⁸ stellen die genannten Trainingselemente hinsichtlich ihres Umfangs und motorischen Anforderungen unterschiedlich zusammen. In ihrer Ganzheit wurde für jedes Programm evidenzbasiert eine protektive Wirksamkeit nachgewiesen. Einzelne Elemente wurden nicht losgelöst aus der Gesamtkomposition hinsichtlich ihrer Effektivität überprüft. Jedoch ist festzustellen, dass alle relevanten Risikofaktoren vorrangig durch neuromuskuläre Trainingselemente beeinflussbar sind (vgl. Tabelle 1).

Tabelle 1: Mögliche präventive Kontrollmechanismen der Hauptrisikofaktoren (eigene Darstellung, modifiziert nach Jöllenbeck et al., 2013, S. 15).

Risikofaktoren	Präventionsansatz – Neuromuskuläres Training (NMT)
Knieabduktion/dynamischer Knievalgus	NMT zur Verbesserung der Bewegungskontrolle in der Frontalebene
Anterior gerichtete Kräfte	NMT zur Verbesserung der Bewegungskontrolle dynamischer Bewegungen in der Kniebeugephase
Laterale Oberkörperbewegung	NMT zur Verbesserung der Hüft- und Rumpfkontrolle
Tibiale Rotationsbewegungen	NMT zur Verbesserung der transversalen Gelenkskontrolle und der Abbremsbewegung in der Sagittalebene
Bodenreaktionskräfte	NMT zur Verbesserung der Kraftübertragung/Absorption
H/Q Ratio Quadrizeps/ischiocrurale Mm.	NMT zur Verbesserung des Kraft- und Rekrutierungsverhaltens der ischiocruralen Mm.
Innenrotation/Adduktion des Femur	NMT zur Verbesserung des Kraft- und Rekrutierungsverhaltens der Hüftmuskulatur
Muskuläre Ermüdung	Kraft- und Konditionstraining

³⁸ Etablierte Präventionsprogramme (wissenschaftliche Evidenz): FIFA 11+ (Soligard et al., 2008), PEP (Mandelbaum et al., 2005), Sportsmetrics (Hewett et al., 1996, 1999), Harmo Knee Prevention Program (Kiani et al., 2010).

Um präventive Maßnahmen im Sinne der Kniegelenkstabilität zielgerichtet zu steuern, ist es empfehlenswert, die individuelle Verletzungsexposition eines Sportlers einschätzen zu können. Aus diesem Grund wurden Testverfahren entwickelt, die unter Berücksichtigung der Verletzungsmechanismen (vgl. Kap. 2.3.4) sowie der mechanischen Traglinie des Beines (vgl. Kap. 2.2) etwaige Risikosportler identifizieren können. Ebenso stellen diese Testverfahren ein unterstützendes Werkzeug dar, um den Fortschritt hinsichtlich der Beinachsenstabilität bei Rekonvaleszenten zu analysieren und einen verantwortungsvollen sowie realistischen Zeitverlauf bis zum Punkt des „return to play“ gestalten zu können. In Kapitel 3 wird ein ganzheitliches screening-Verfahren ausführlich beschrieben, das in der vorliegenden Arbeit zum Einsatz kommt.

2.3.6 Zusammenfassung

Auf Grundlage der Studienergebnisse kann man zusammenfassen, dass sich der Hauptverletzungsmechanismus bei „non-contact injury“ Situationen mit spontanen Richtungswechseln, Sprung- und Landemanövern sowie Drehbewegungen ereignet. Die passiven Strukturen, das VKB im Besonderen, werden unter Belastungsstress gesetzt und dadurch einer erhöhten Exposition gegenüber einer Verletzung ausgesetzt. Tritt eine Verletzung ein, beinhaltet der zu Grunde liegende mechanische Vorgang eine übermäßige Gelenkbelastung bei annähernder Extension, Valgusstress sowie eine tibiale Rotation gegenüber dem Femur. Die Winkelstellung und Kräfte, die vom Hüftgelenk ausgehen, stehen in einem Zusammenhang mit dem dynamischen Knievalgus. Alle maximalen Belastungswerte treten innerhalb der ersten 30 - 40 ms nach initialem Bodenkontakt auf. In der Prävention wird der Fokus auf modifizierbare interne Risikofaktoren gerichtet. Dabei können vorrangig (neuro-) muskuläre Trainingsansätze Einfluss auf die dynamische Kniestabilität nehmen.

2.4 Fragestellung und Hypothesen

Aus dem Erkenntnisstand der aktuellen Forschungslage erlangt die Stabilisierung des Kniegelenks unter dynamischen Belastungssituationen eine immer größere Bedeutung. Strategien zu einer Erhöhung der Kniegelenksstabilität und damit einhergehender Leistungsoptimierung und Verletzungsprävention setzen an den aufgeführten Risikofaktoren an und versuchen diese zu beeinflussen. Daher ist es notwendig, alle trainierbaren und nicht-trainierbaren Parameter zu identifizieren (vgl. Abbildung 28).

Nicht trainierbare Risikofaktoren	Trainierbare Risikofaktoren
<ul style="list-style-type: none"> - Alter: < 20 Jahre - Geschlecht: Frauen - Hormonstatus: prä-ovulatorische Phase bei Frauen ohne Kontrazeptive - Sportart: Fußball, Handball; Basketball, Ski Alpin - Geringe Notch-Weite - Allgemeine Bandlaxität - Pes pronatus valgus - Kunststoffböden - Frühere Verletzungen von Muskeln, Sehnen Knie oder Sprunggelenk - Infektionskrankheiten, - Schlechtes Wetter (Outdoor-Sport) 	<ul style="list-style-type: none"> - Dynamischer Valgus - Geringe Hüft- und Kniebeugung bei der Landung - Fehlende Hüft- und Rumpfkontrolle - Schwache Kniebeuger und Hüftabduktoren (Verhältnis zum Quadrizeps) - Verzögerte Rekrutierung der Beuger - Propriozeptionsdefizite - Muskuläre Ermüdung - Schlechter allgemeiner Trainingszustand

Abbildung 28: Nicht trainierbare und trainierbare Risikofaktoren der Kniestabilität (Petersen, 2016, S. 543)

Auf dieser Basis lassen sich die trainierbaren Parameter ansteuern. Bisher konnten unter experimentellen Bedingungen und auch anhand von Praxisanalysen (Olsen et al., 2004) die Zusammenhänge der Gelenkkontrolle mit der knieumgreifenden Muskulatur aufgezeigt werden. Defizitär verbleibt die Forschungslage, in welcher die Ausprägung der Hüftkinematik und -kinetik als modifizierbare Parameter auf die Kniestabilität noch nicht ausreichend empirisch belegt werden konnte.

Trainings- und Präventionsprogramme wurden auf Grundlage der modifizierbaren Parameter entwickelt und benötigen zuverlässige Screening-Verfahren, um die Interventionen auf ihre Evidenz zu überprüfen. Jöllenbeck et al. (2013) weist darauf hin, dass solche Programme sich hinsichtlich ihrer Effektivität hauptsächlich auf einen Pre-Post Vergleich der Verletzungsrate stützen, jedoch nicht auf mögliche Veränderungen der beeinflussenden Risikofaktoren und Parameter. Weiter wird in den Programmen und Risikoanalysen explizit auf Einflüsse der Hüfte hingewiesen, jedoch erfolgt keine evidenzbasierte Einordnung.

Gehring (2009) und Fleischmann (2011) untersuchten in ihren Forschungsprojekten die Kniegelenkstabilität bei modulierten Belastungen jeweils bei seitlichen Sprung-

und Landemanövern (Fleischmann) als auch bei beidbeinigen Landungen und Richtungswechseln (Gehring). In den betrachteten Bewegungen lassen sich durch den Grad der Knieauslenkungen in der Frontalebene und der muskulären Aktivierung Rückschlüsse auf die dynamische Kniestabilität ziehen.

Keine der beiden Studien analysierte mögliche Wirkeffekte der hüftumgebenden Muskulatur. Auch kann bislang keine Aussage über das Maß der Auswirkung der hüftumgebenden Strukturen auf die Kniegelenkstabilität getroffen werden.

Verschiedene Autoren (Gokeler, Zantop, & Jöllenbeck, 2010; Petersen et al., 2016; Jöllenbeck et al., 2013) formulieren die Gewährleistung der Kniegelenksstabilität als ein multifaktorielles Problem. Die alleinige Betrachtung eines Risikofaktors, ohne Berücksichtigung anderer relevanter Faktoren, ist nicht zielführend. *„Dieser Ansatz scheint besonders wichtig für unser Verständnis der anatomischen Faktoren. So sind die Wirkungen des Faktors Kniebelastung ohne Berücksichtigung der anatomischen Ausrichtung der gesamten unteren Extremität kaum zu quantifizieren“* (Gokeler, Zantop, & Jöllenbeck., 2010, S. 12).

Aus den bisherigen Betrachtungen zum Thema dynamische Kniegelenkstabilität ergibt sich als zentrale Forschungsfrage der vorliegenden Arbeit ein multifaktorieller, integrativer Ansatz:

- Die Betrachtung der Kraftparameter, der neuromuskulären Aktivität sowie der Biomechanik (Winkel und Momente) des Knie- und Hüftgelenks sollen ein tieferes Verständnis und neue Erkenntnisse über modifizierbare Faktoren liefern, welche die Kniegelenksstabilität in belastungstypischen Bewegungen beeinflussen.

Aus diesem Ansatz leiten sich die nachfolgenden Forschungshypothesen ab. Diese sind gemäß ihrer Ausrichtung und näheren Spezifizierung in drei Studienteile gegliedert und werden nachfolgend in Kapitel 2.4.1 – 2.4.3 formuliert.

2.4.1 Variation der dynamischen Kniestabilität unter verschiedenen Belastungen

Um dem Ansatz der vorliegenden Arbeit gerecht zu werden, soll ein umfassenderes und genaueres Verständnis von der Wirkung relevanter Einflüsse in Belastungssituationen des Kniegelenks geschaffen werden. Dafür wurden zu vier belastungstypischen Sprung- und Landemanövern Kriterien identifiziert, welche die Stabilität des Kniegelenks in entscheidenden Situationen beschreiben. Die zu überprüfenden Hypothesen werden als Hypothesenpaare (H_{1-1} , H_{1-0}) formuliert. Die Alternativhypothese (H_{1-1}) wird der Null-Hypothese (H_{1-0}) vorangestellt. Die Hypothesen sind gemäß der kinematischen, kinetischen sowie neuromuskulären Parameter gegliedert und fortlaufend nummeriert.

Kinematische Parameter

H₁₋₁: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich zwischen verschiedenen Belastungsstufen innerhalb einer Sprung- bzw. Landeform.

H₁₋₀: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich nicht zwischen verschiedenen Belastungsstufen innerhalb einer Sprung- bzw. Landeform.

H₂₋₁: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich zwischen unterschiedlichen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge).

H₂₋₂: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich nicht zwischen unterschiedlichen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge).

H₃₋₁: Die medio-laterale Knieschlackerbewegung unterscheidet sich zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

H₃₋₀: Die medio-laterale Knieschlackerbewegung unterscheidet sich nicht zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

Kinetische Parameter

H₄₋₁: Auf das Kniegelenk wirkende Bodenreaktionskräfte (Kniegelenkmomente, Hüftimpulsänderung) unterscheiden sich zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

H₄₋₀: Auf das Kniegelenk wirkende Bodenreaktionskräfte (Kniegelenkmomente, Hüftimpulsänderung) unterscheiden sich nicht zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

H₅₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den auf das Kniegelenk wirkenden Bodenreaktionskräften und den Bodenkontaktzeiten.

H₅₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den auf das Kniegelenk wirkenden Bodenreaktionskräften und den Bodenkontaktzeiten.

Neuromuskuläre Aktivierung

H₆₋₁: Die neuromuskulären Aktivität (dorsale Hüftmuskulatur, vordere- und hintere Oberschenkelmuskulatur) unterscheidet sich zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

H₆₋₀: Die neuromuskulären Aktivität (dorsale Hüftmuskulatur, vordere- und hintere Oberschenkelmuskulatur) unterscheidet sich nicht zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

2.4.2 Zusammenhänge zwischen der dynamischen Kniestabilität und biomechanischen Aspekten des Hüftgelenks

H₇₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, Abduktion und Flexion) und dem maximalen Knieabduktionswinkel.

H₇₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, Abduktion und Flexion) und dem maximalen Knieabduktionswinkel.

H₈₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, Abduktion und Flexion) und dem maximalen Knierotationswinkel.

H₈₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, Abduktion und Flexion) und dem maximalen Knierotationswinkel.

H₉₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, Abduktion und Flexion) und der medio-lateralen Knieschlackerbewegung.

H₉₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, Abduktion und Flexion) und der medio-lateralen Knieschlackerbewegung.

H₁₀₋₁: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den auf das Hüftgelenk wirkenden Impulsänderungen und der maximalen Knieabduktion.

H₁₀₋₀: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den auf das Hüftgelenk wirkenden Impulsänderungen und der maximalen Knieabduktion.

2.4.3 Effekte verschiedener Trainingsinterventionen

Betrachtet man bestehende Trainingsprogramme (vgl. Kapitel 2.3.5) zur Verbesserung der Kniegelenksstabilität, beinhalten diese jeweils eine Zusammensetzung unterschiedlicher Interventionen. In der Gesamtheit ihrer Wirkungsweise werden die Programme dahingehend evaluiert, in welcher Ausprägung die Verletzungsinzidenz

reduziert werden kann. Im Detail ist jedoch nur zu vermuten, welche Interventionsmaßnahmen entscheidende Anteile zu einer Verbesserung der Kniegelenkskontrolle beitragen. Da zentrale Bestandteile der Programme Kräftigungsformen der unteren Extremität sowie koordinative Sprungformen sind, stellt sich speziell die Frage nach deren isolierter Wirksamkeit. In der vorliegenden Studie wird einerseits ein koordinatives Sprungtraining, andererseits ein apparatives Krafttraining durchgeführt, um diese losgelöst voneinander auf ihre Wirkeffekte bezüglich der dynamischen Kniestabilität zu überprüfen. Neben dieser Fragestellung wird auch die übergeordnete Thesis der Forschungsarbeit hinsichtlich der hüftumgebenden Strukturen integriert. Beide Trainingsinterventionen sind in ihrer Ausrichtung auf die Ansteuerung der Hüftmuskulatur fokussiert. Um demnach das bestehende Forschungsdefizit hinsichtlich der Wirkungsweise spezifischer Interventionen sowie des Faktors der hüftumgebenden Strukturen zu bearbeiten, werden folgende Hypothesen formuliert.

Kinematische Parameter

H₁₁₋₁: Der maximale Knieabduktionswinkel bzw. die medio-laterale Schlackerbewegung (oder Knie- bzw. Hüftrotationswinkel) verändert sich im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

H₁₁₋₀: Der maximale Knieabduktionswinkel bzw. die medio-laterale Schlackerbewegung (oder Knie- bzw. Hüftrotationswinkel) verändert sich nicht im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

H₁₂₋₁: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtraining und (b) eines apparativen Krafttraining hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf relevante Knie- und Hüftgelenksexkursionen.

H₁₂₋₀: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich nicht zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtraining und (b) eines apparativen Krafttraining hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf relevante Knie- und Hüftgelenksexkursionen.

Kinetische Parameter

H₁₃₋₁: Die maximale Kraftleistungsfähigkeit (oder Hüftimpulsänderung) verändert sich im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

H₁₃₋₀: Die maximale Kraftleistungsfähigkeit (oder Hüftimpulsänderung) verändert sich nicht im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

H₁₄₋₁: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtraining und (b) eines apparativen Krafttraining hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf die maximale Kraftleistungsfähigkeit oder Hüftimpulsänderung.

H₁₄₋₀: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich nicht zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtraining und (b) eines apparativen Krafttraining hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf die maximale Kraftleistungsfähigkeit oder Hüftimpulsänderung.

Neuromuskuläre Aktivierung

H₁₅₋₁: Die neuromuskuläre Aktivität verändert sich im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

H₁₅₋₀: Die neuromuskuläre Aktivität verändert sich nicht im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

H₁₆₋₁: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtrainings und (b) eines apparativen Krafttrainings hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf die neuromuskuläre Aktivität.

H₁₆₋₀: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich nicht zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtrainings und (b) eines apparativen Krafttrainings hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf die neuromuskuläre Aktivität.

3 Untersuchungsmethodik

Die vorliegende Arbeit teilt sich in drei Studienabschnitte auf. In Studienabschnitt 1 wurden mittels einer Querschnittuntersuchung die Unterschiede der Knie- und Hüftbiomechanik zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen und systematisch variierten Belastungsstufen untersucht (H1-H6). Der zweite Studienabschnitt basiert auf der gleichen Querschnittsuntersuchung und ging der Fragestellung nach, ob Zusammenhänge zwischen der Hüft- und Kniekinematik, -kinetik und -aktivierung existieren (H7-H10).

Im Rahmen einer explorativen, experimentellen Interventionsstudie befasste sich der dritte Studienabschnitt mit der potentiellen Wirksamkeit eines koordinativen Sprungtrainings gegenüber eines apparativen Krafttrainings hinsichtlich der kinematischen, kinetischen und neuromuskulären Parameter (H11-H16).

In diesem Kapitel wird eine Übersicht über die Zusammensetzung der Stichprobe, die Spezifizierung der Messparameter sowie den Testaufbau und Testaufgaben gegeben. Das Treatmentverfahren der Längsschnittuntersuchung wird erläutert und abschließend das Vorgehen der statistischen Datenverarbeitung beschrieben.

3.1 Teilnehmer

Das Probandenkollektiv von 32 Versuchspersonen setzte sich aus 19 männlichen und 13 weiblichen Teilnehmern zusammen (vgl. Tabelle 2). Für die Interventionsstudie wurden die Probanden in zwei Experimentalgruppen eingeteilt. Beide Experimentalgruppen rekrutierten sich aus Sportstudierenden der Technischen Universität Kaiserslautern. Um neben diesen soziodemografischen Übereinstimmungen weitere personenbezogene Störgrößen kontrollieren zu können, wurden die Probanden nach dem Zufallsprinzip (Randomisierung) auf die Experimentalgruppen verteilt (Bortz & Döring, 2007). Weiter repräsentiert die Probandenstichprobe junge Erwachsene gleichen Alters, die über eine hohe Allgemeinsportlichkeit verfügen. Alle Probanden übten im Zeitraum der Datenerhebung regelmäßig eine Ballsportart³⁹ aus, wobei es sich um Freizeit- und Breitensport handelt und keine professionellen Vereinsspieler höherer Ligen vertreten waren. Alle Probanden haben Vorerfahrung im Bereich des Kraft- und Athletiktrainings von Vereinsseite sowie im Rahmen der universitären Ausbildung in der Fachpraxis aufzuweisen.

³⁹ Handball, Fußball, Basketball, Hockey, Volleyball \geq 2h pro Woche; Der Trainingsumfang pro Woche bemisst sich inklusive universitärer sportpraktischer Veranstaltungen in den Sportspielen, Vereinstraining und nicht organisierter Trainings- und Spielformen.

Zusätzlich stellten der aktuelle Gesundheitszustand sowie die individuelle Verletzungshistorie limitierende Einschlusskriterien dar: Nach einer Anamnese per Fragebogen⁴⁰ wurden nur Studienteilnehmer zugelassen, die zu den Messzeitpunkten weder akute körperliche Beschwerden noch Vorverletzungen aufwiesen, welche die Testausführung beeinflussen könnten. Aus dieser Notwendigkeit der Probandenauswahl ergab sich die reduzierte Stichprobe (N = 26) des Studienteils 3. Fünf Teilnehmer wurden aus gesundheitlichen Gründen im Verlauf der Studie ausgeschlossen⁴¹, ein Teilnehmer vollzog einen Hochschulwechsel und stand nicht weiter zur Verfügung.

Die Teilnehmer wurden schriftlich als auch mündlich ausführlich über die Studienteilnahme sowie mögliche Risiken informiert. Eine schriftliche Einverständniserklärung wurde eingeholt⁴². Die Teilnahme erfolgte freiwillig und ohne finanzielle Entschädigung.

Tabelle 2: Anthropometrische Daten und Trainingsumfänge der Probanden (dargestellt als arithmetisches Mittel \pm eine Standardabweichung).

Probandenzahl und Zuteilung	Größe [cm]	Gewicht [kg]	Alter [Jahre]	Trainingsumfang [h/Woche]	Krafttraining [h/Woche]
Studie 1 und 2: Auswirkung unterschiedlicher Sprung- und Landeformen sowie Belastungsstufen auf die Kniestabilität					
N = 32 (19 ♂, 13 ♀)	176,0 \pm 8,0	71,4 \pm 10,6	23 \pm 1,3	8,4 \pm 1,8	2,2 \pm 0,9
Studie 3: Unterschiede eines Krafttrainings in Form von (a) Sprungtraining und (b) apparativen Krafttraining auf die Kniestabilität					
N = 12 (9 ♂, 3 ♀) Sprungformen	179,0 \pm 7,0	74,5 \pm 9,6	23 \pm 1,7	8,5 \pm 1,7	2,1 \pm 0,8
N = 14 (9 ♂, 5 ♀) app. Krafttraining	175,0 \pm 9,0	70,5 \pm 11,9	23 \pm 1,1	8,2 \pm 2,0	2,2 \pm 1,0

⁴⁰ Anamnese/Einschlusskriterien: Siehe Anhang

⁴¹ 2 Probanden: Verletzung im Sprunggelenkbereich; 2 Probanden: muskuläre Verletzungen im Oberschenkelbereich; 1 Proband: unspezifischer Rückenschmerz im LWS Bereich

⁴² Probandeninformation; Einverständniserklärung: siehe Anhang

3.2 Testaufgaben und Trainingsinterventionen

Um die funktionelle Kniegelenkskontrolle unter spezieller Berücksichtigung des Hüftgelenks und den Femur-stellenden Muskelgruppen zu betrachten, wurde nach Analyse der Risikobewegungen (vgl. Kapitel 2.3) ein multifaktorieller Aufbau der Belastungsformen gestaltet. Aus ökonomischen Gründen und den Fragestellungen geschuldet, konzentrieren sich die meisten Forschungsprojekte auf dem Gebiet der dynamischen Kniegelenkskontrolle auf eine Belastungsform, teilweise mit Belastungsstufen in Form von Höhen- und Weitendifferenzierung oder auch unter Perturbationsbedingungen. Die vorliegende Arbeit verfolgte einen möglichst ganzheitlichen Ansatz und integrierte vier typische motorische Belastungsanforderungen als Belastungsformen, die nach aktuellem Forschungsstand die Kniegelenkskontrolle in dynamischen Bewegungen beeinflussen sowie risikorelevante Verhältnisse im Knie simulieren können (vgl. Kapitel 2.3):

- Bilateraler Drop Jump
- Unilateraler Drop Jump
- Unilaterale Landung
- Unilateraler Seitsprung

Diese Belastungsformen bilden spieltypische Belastungssituationen ab, wie sie bspw. in den Ballsportarten innerhalb eines Spiels oder einer Trainingseinheit sehr häufig auftreten (vgl. Kapitel 2.3.4). Hierbei treten Gelenkexkursionen der Hüfte und des Knies auf, welche die sportartspezifische Leistungsfähigkeit des Athleten sowohl verringern als auch die Verletzungsexposition abbilden können (Miranda et al., 2013).

Die Belastungsformen wurden für alle Probanden unter vergleichbar konstanten äußeren Gegebenheiten durchgeführt. Das Messlabor der Sportwissenschaft befindet sich im Kellergeschoss mit abblendbaren Jalousien. Für alle Erhebungen konnten somit nahezu ähnliche Temperaturen und Lichtverhältnisse gewährleistet werden. Die Probanden wurden instruiert, 24 Stunden vor dem Test keine maximalen Trainingsreize zu setzen. Weiter sollte am Tag des Tests auf die Benutzung von Körperlotionen verzichtet werden⁴³. Alle männlichen Probanden trugen vorgegebene Sportbekleidung, die weiblichen Probandinnen selbstgewählte enganliegende Sportbekleidung⁴⁴. Für die Füße mussten sportartspezifische, knöchelhohe Hallenschuhe (Fußball, Handball, Badminton oder Basketball) getragen werden. Reflektierende Applikationen wurden mit Tape Band abgeklebt.

⁴³ Vortests ergeben, dass kurz zuvor verwendete Körperlotionen die Haftbarkeit der Marker und EMG Sensoren deutlich beeinflussen.

⁴⁴ Aus Gründen des persönlichen Wohlbefindens verwendeten die weiblichen Probandinnen selbstgewählte Sportkleidung. Auswahlkriterium: kurze Hose (Fahrradbekleidung, Leichtathletik- bzw. Laufbekleidung), kurzes Oberteil (Schwimmoberteil, Sport-BH).

3.2.1 Testaufgaben

1. Drop-Jump und Landung

Für den bi- und unilateralen Drop-Jump sowie die unilaterale Landung erfolgte der Versuchsaufbau und -ablauf in Anlehnung an das Protokoll der „Testbatterie: Drop-Jump“ der KINGS Studie für Krafttraining im Nachwuchsleistungssport⁴⁵. Die verwendeten Materialien sind ein stabiles Step Board der Firma Reebok® mit einer Standfläche von 90 x 35 cm und einer Höhenverstellung von 15, 20 und 25 cm. Um die Standfläche für die Höhen der ermittelten Belastungsstufen anzupassen, standen massive Holzbretter mit 5cm Höhe zur Verfügung (vgl. Abb. 29). Die Platzierung der Erhöhung ist bündig mit der frontal zum Probanden ausgerichteten Abschlusskante der Kraftmessplatte (Munro et al., 2012). Je nach Gewichtsbelastung durch den Probanden konnten Abweichungen der Standhöhe auftreten, die nach manueller mittiger Höhenmessung korrigiert wurden. Das beschriebene Aufbauschema ist für die drei Belastungsformen bi- und unilateraler Drop-Jump sowie unilaterale Landung identisch. Die Belastungsstufen, welche durch die Fallhöhe definiert ist, wurde progressiv angepasst (vgl. Tabelle 3). Für die bilaterale Belastungsform wurde die Belastungsstufe höher angepasst als für die beiden unilateralen Belastungsformen. Die Wahl und Differenzierung der Fallhöhen sind Erkenntnissen der Praxis geschuldet und repräsentieren das Bewegungsausmaß bei den formulierten sportartspezifischen Bewegungsabläufen (vgl. Kap. 2.3)⁴⁶.

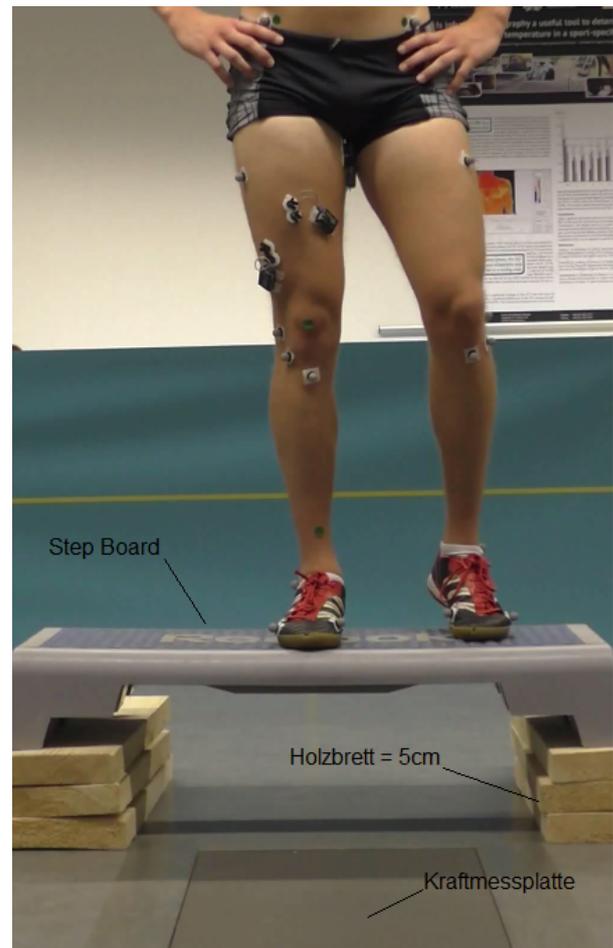


Abbildung 29: Beispielhafte Darstellung eines Probanden im Testaufbau bei einem unilateralen Drop Jump aus 30cm Höhe.

⁴⁵ Die KINGS Studie ist ein Projekt des BISp (Bundesinstitut für Sportwissenschaft). Zielsetzung ist u.a. die Validierung und Entwicklung von Kraftmessverfahren (Gabriel, Puta, Arampatzis, & Granacher, 2016).

⁴⁶ Die verwendeten Belastungsstufen und -umfänge finden in vergleichbaren Studien zur Kniegelenksstabilität Anwendung (Hewett et al., 2005; Decker et al., 2003; Gehring, Melynk & Gollhofer, 2009; Avela, Santos, & Komi, 1996).

Tabelle 3: Höhe der Belastungsstufen als Fallhöhe [cm] für uni- und bilaterale Drop-Jumps und unilaterale Landungen.

	Drop Jump bilateral	Drop Jump unilateral	Landung unilateral
Belastungsvariation (Höhe in cm)	20 - 30 - 40	00 - 15 - 30	00 - 15 - 30
Anzahl der Sprünge (pro Belastungsvariation)	3	3	3

Vor der Datenaufzeichnung führten die Probanden zu jeder Belastungsform drei submaximale Testsprünge durch, um einen Trainingseffekt während der Erhebungsphase zu vermeiden. Die einzelnen Belastungsformen wurden von dem Testleiter sowohl in der Praxis demonstriert als auch standardisiert verbal beschrieben (vgl. Abbildung 30-32).

Testbeschreibung Drop-Jump bilateral

Der Proband bekam die Bewegungsanweisung, die Hände unterhalb der Hüftmarker zu positionieren. Die Bodenkontaktphase auf der Kraftmessplatte sollte möglichst kurz und der Abdruck nach oben maximal sein (vgl. Abbildung 30).

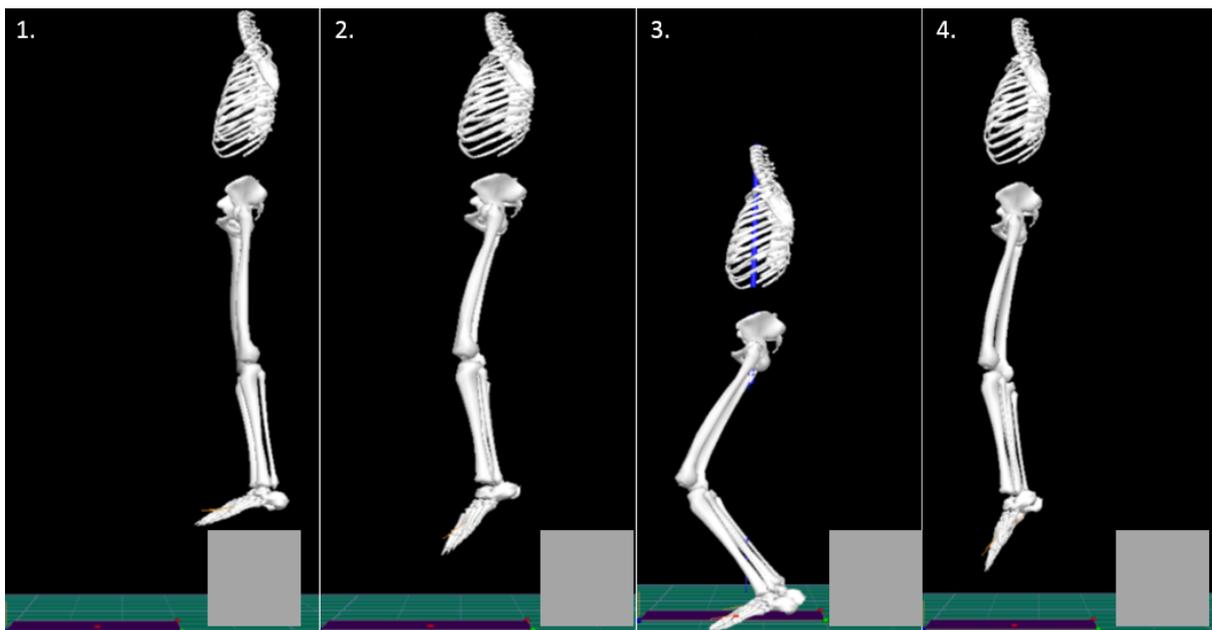


Abbildung 30: Visualisierung der Phasen bei einem bilateralen Drop-Jump aus 30 cm Höhe. 1: Stand. 2: Fallbewegung. 3: Bilateraler Bodenkontakt. 4: Reaktiver Absprung (eigene Darstellung).

- 1. Proband steht in stabilem Stand (hüftbreite Unterstützungsfläche) auf dem Step Board.
- 2. Initiale Bewegung ist ein Schritt nach vorne („Treppenabsteigen“) in eine Fallbewegung. Es findet kein aktiver Absprung statt.

- 3. Der Bodenkontakt ist maximal kurz, der Abstoß erfolgt explosiv beidbeinig vertikal nach oben. Die Bewegung wird aus dem Sprunggelenk initiiert, Hüft- und Kniegelenk sind in leichter Flexionsstellung.
- 4. Während der Flugphase sollte der Körper in einer nahezu gestreckten Position sein. Der gestreckte Körper sollte bei der Landung durch eine exzentrische Beugephase weich abgefangen werden.

Testbeschreibung Drop Jump unilateral

Die Testbedingung „unilateraler Drop-Jump“ unterschied sich zur bilateralen Belastungsform zum einen hinsichtlich der Belastungsstufe (vgl. Tabelle 3) und zum anderen punktuell bezüglich der Bewegungsausführung (vgl. Abbildung 31): In Phase 1 wurde der Schritt nach vorne in das Fallenlassen mit dem linken Bein initiiert, das rechte Bein führte die folgenden Aktionen aus. Phase 2 entsprach der bilateralen Belastungsform, das linke Bein war leicht gebeugt. Die Landephase (3.) erfolgte unilateral auf dem rechten Bein. Analog zu der bilateralen Belastungsform sollte die Stützphase maximal kurz sein und der Abstoß explosiv. Die Flugphase erforderte eine hohe Ganzkörperspannung und die Streckung des Körpers sollte angestrebt werden (4.). Die Landung erfolgte auf dem rechten Bein.

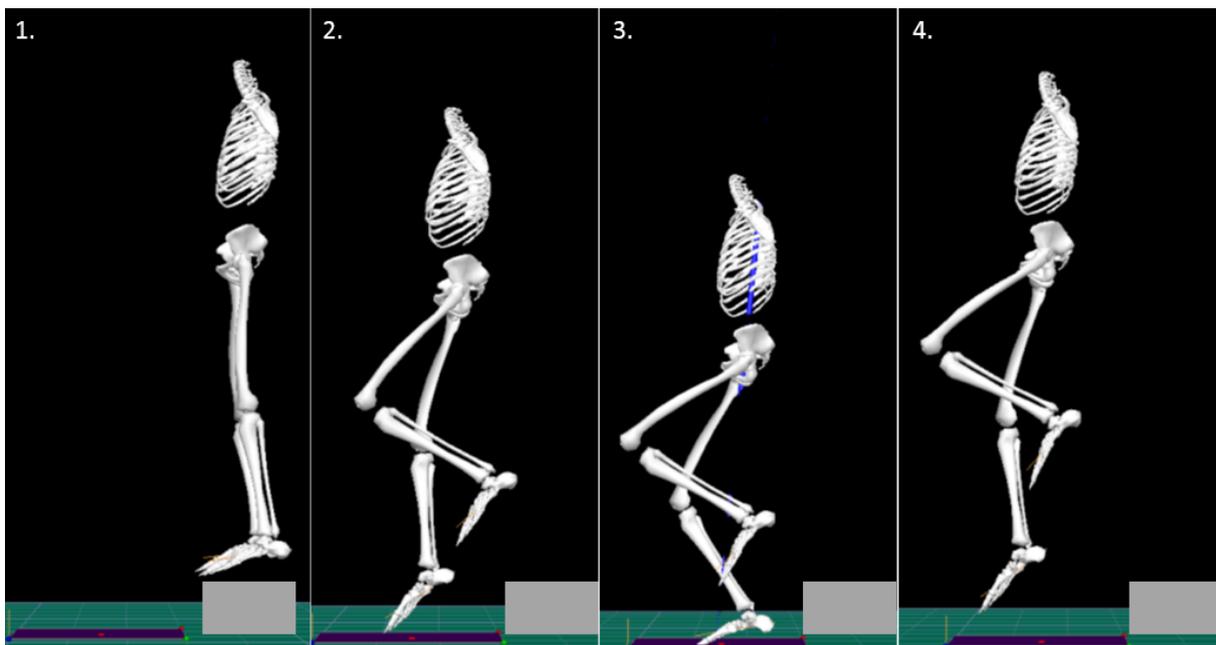


Abbildung 31: Visualisierung der Phasen bei einem unilateralen Drop Jump aus 15 cm Höhe. 1: Stand. 2: Fallbewegung. 3: Unilateraler Bodenkontakt. 4: Reaktiver Absprung (eigene Darstellung).

Für beide Belastungsformen, uni- und bilaterale Drop-Jumps, mussten die Bewegungen nach den formulierten Kriterien ausgeführt werden. Folgende Bedingungen führten zu einem ungültigen Versuch:

- Die Kraftmessplatte wurde nur partiell (ein- oder beidbeinig) bei der Stützphase (3.) oder der Landephase (4.) getroffen.
- Im Falle einer zu langen Stützphase ($> 300\text{ms}$ für bilaterale Drop Jumps, $> 350\text{ms}$ für unilaterale Drop Jumps).
- Die Hände lösten sich von der Hüfte und der Proband versuchte, durch eine Ausgleichbewegung das Abkippen des Oberkörpers nach lateral zu verhindern.

Die Kriterien sind Indikatoren für nicht ausbalancierte Ganz- oder Teilkörperbewegungen. Individuelle, dem einzelnen Sportler zu eigene Bewegungslösungen wurden akzeptiert solange diese die funktionellen Kriterien zur Erhöhung und Sicherstellung der internen Messvalidität nicht beeinflussten.

Testbeschreibung Landung unilateral

Für unilaterale Landungen galten dieselben Belastungsstufen wie bei unilateralen Drop-Jumps (vgl. Tabelle 3). Die Belastungsform war allerdings mit dem Landemanöver beendet (vgl. Abbildung 32). Die Ausführung wurde als stabil gewertet, wenn das unilaterale Landemanöver in der Stützphase ausbalanciert war. Kriterien dafür

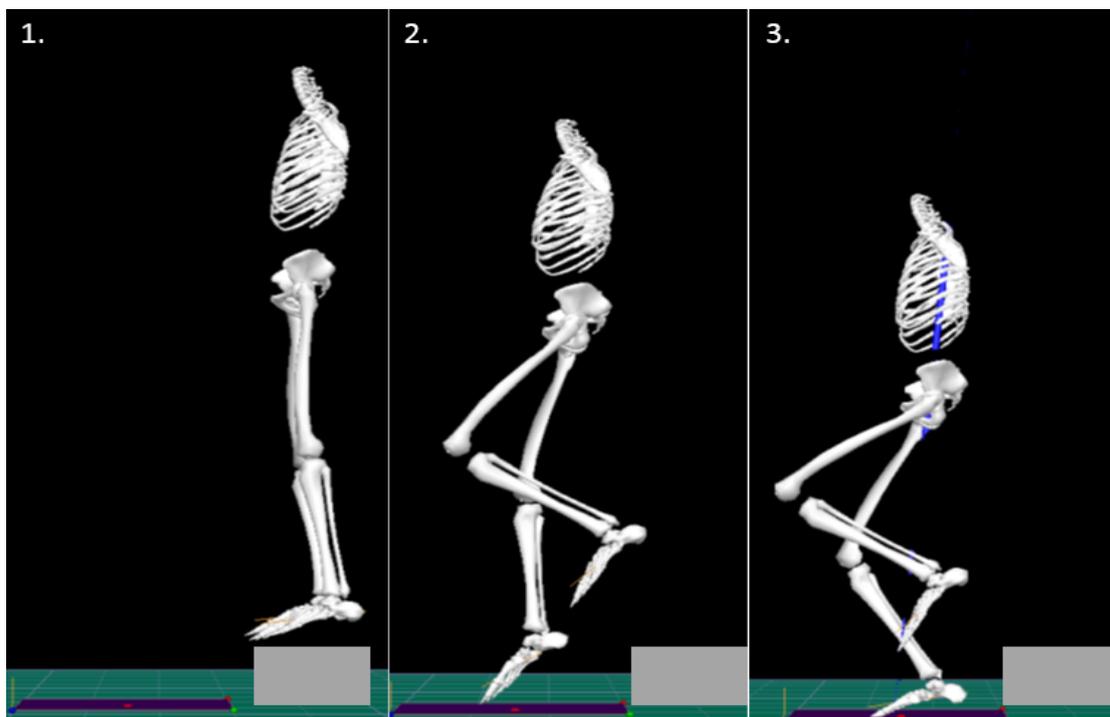


Abbildung 32: Visualisierung der Phasen bei einer unilateralen Landung aus 15 cm Höhe. 1: Stand. 2: Fallbewegung. 3: Unilateraler Bodenkontakt und Stand (eigene Darstellung).

sind zum einen, dass keine Körperteilsegmente den vertikalen Korridor der Landezone (Kraftmessplatte) verließen oder ein zweiter Kontakt zur Positionskorrektur vorgenommen wurde⁴⁷. Weiter musste die Landung auf dem rechten Bein in einer definierten Zeit ausbalanciert gehalten werden. Als Basis für diese zeitliche Mindestanforderung lag der jeweilige Mittelwert der Stützphase aus der Testbatterie der unilateralen Drop-Jumps zugrunde (vgl. Tabelle 6).

2. Lateral-Jump

Der Testaufbau für den lateralen Sprung unterschied sich gegenüber des Drop-Jumps durch die Art der Belastungsstufe. Es erfolgte keine Progression im Sinne einer Veränderung der Fallhöhe, sondern die Belastung wurde über die Sprungweite aus einem 3-Schritt-Anlauf differenziert (vgl. Abbildung 33, 34).

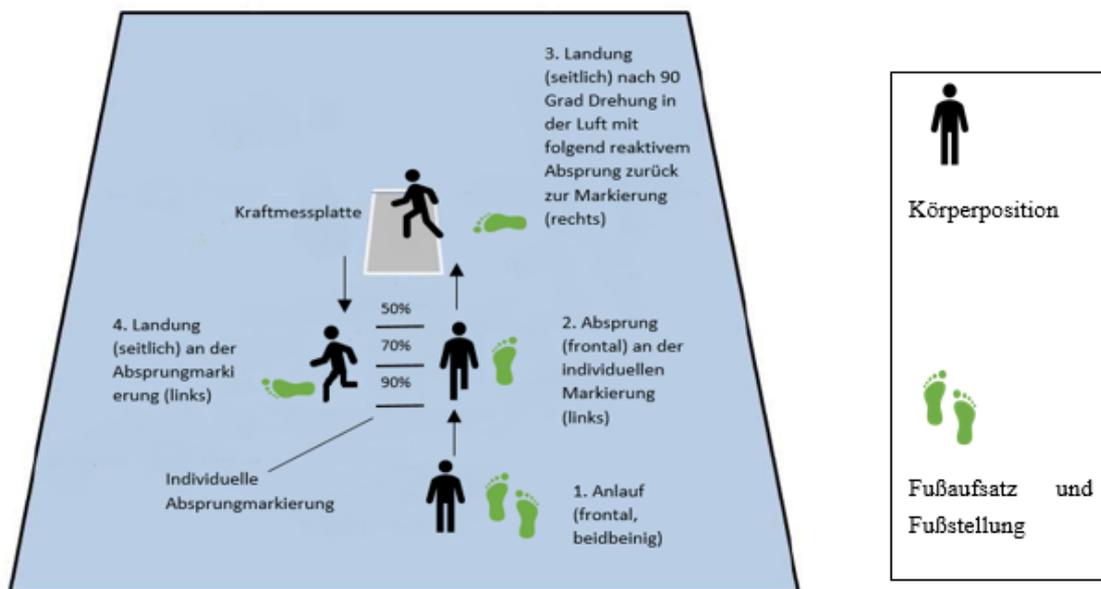


Abbildung 33: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus für laterale Sprünge (eigene Darstellung).

- 1. und 2.: Aus einem beidbeinigen Stand erfolgte ein 3-Schritt-Anlauf, der mit dem linken Bein begann. Das linke Bein ist somit auch das Absprungbein an der jeweiligen Markierung. Der Startpunkt des 3-Schritt-Rhythmus wurde je nach Markierung neu angepasst.
- 2. und 3.: Nach dem Abdruck von der jeweiligen Markierung erfolgte eine Drehbewegung um 90° nach links um die Körperlängsachse mit Landung des rechten Beins auf der Kraftmessplatte. Die Bodenkontaktzeit sollte wieder so kurz

⁴⁷ Praxisbeispiele: 1. Hände lösen sich von der Hüfte und werden seitlich ausgestreckt, um ein Abkippen nach lateral zu verhindern. 2. Ein Nachsetzen bzw. Verrutschen des Stützbeins auf der Kraftmessplatte.

als möglich und das Zurückspringen in Richtung der Absprungmarkierung reaktiv-explosiv sein (Kim et al., 2014). Die Vorgabe „möglichst kurze Kontaktzeit auf der Kraftmessplatte“ simulierte die Dynamik lateraler sportartspezifischer Seitwärtsbewegungen (Besier et al., 2003; Cochrane et al., 2010).

- 4.: Die Landung erfolgte auf dem linken Bein. Ziel war es, in die Nahzone der Absprungmarkierung ($\pm 10\text{cm}$) zurückzuspringen.

Neben den genannten Kriterien für einen gültigen Versuch (vgl. Drop Jumps) kam in dieser Belastungsform hinzu, dass der Fußaufsatz im rechten Winkel ($\pm 5^\circ$) erfolgen musste. Damit war ein lateraler Sprung erfüllt. Die Hände blieben bei dieser Testbedingung nicht an der Hüfte. Oberkörperausgleichs- oder Rotationsbewegungen sollten möglichst kleine Umfänge aufweisen und konstant gehalten werden. Die Kontrolle der Kriterien erfolgte wie bei den anderen Belastungsformen visuell durch den Testleiter sowie retrospektiv anhand der kinematischen und kinetischen Datennachbereitung in Visual3D.

Die Belastungsstufen wurden durch die Sprungdurchführung von variierenden Sprungdistanzen realisiert (Fleischmann et al., 2010). Um die individuelle, maximale laterale Sprungweite festzustellen, wurden zu Beginn drei maximale laterale Sprünge durchgeführt⁴⁸. Von dieser Weite wurden drei Belastungsstufen (90%, 70% und 50%) der maximalen Sprungweite berechnet. Von jeder der ermittelten Sprungdistanzen wurden jeweils drei gültige Versuche erhoben.

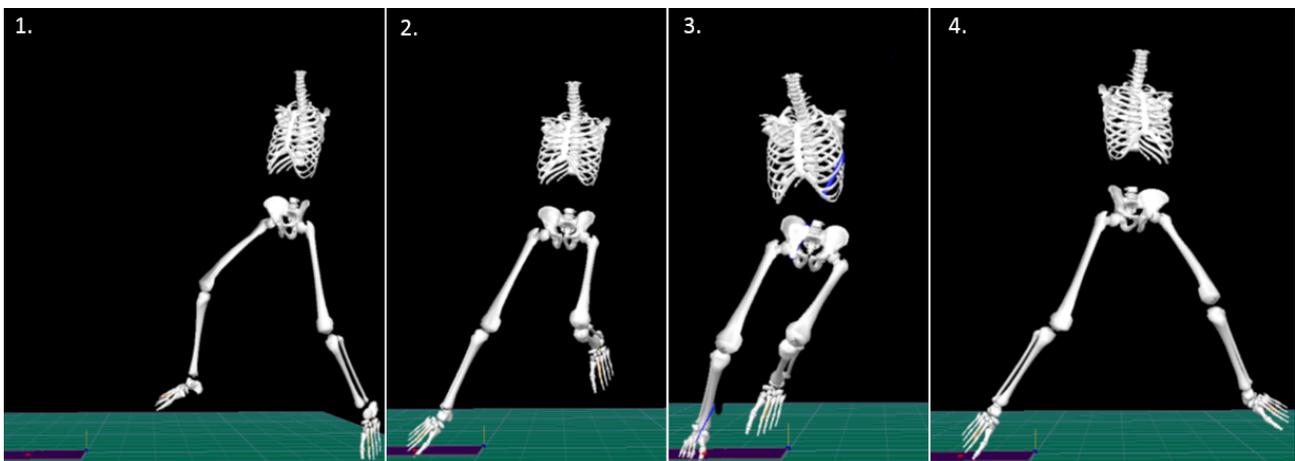


Abbildung 34: Visualisierung der Phasen bei lateralen Sprüngen bei 70% der individuellen maximalen Sprungweite. 1: Absprung an 70% Markierung. 2: Landung auf KMP. 3: Abdruck von der KMP. 4: Rücksprung zu Absprungmarkierung (eigene Darstellung).

Um den Einfluss von Lernprozessen zu limitieren, führten die Probanden von jeder Sprungdistanz drei Probeversuche durch. Etwaige Ermüdungseinflüsse auf die Ergebnisse wurden eliminiert, indem den Probanden zwischen den Sprüngen ausrei-

⁴⁸ Es wurde der Mittelwert aus den drei maximalen Lateralsprüngen gebildet. Dieser Wert ist die Basis für die Berechnung (50%, 70% und 90%) der individuellen maximalen Leistung.

chend Erholungszeit zur Verfügung gestellt wurde. Da die Sprünge in laterale Richtung ausgeführt wurden, konnte ein starkes Bewegungsausmaß der Kniegelenkskinematik in der Frontal- und Sagittalebene erzielt werden (Pappas et al. 2007). Durch das starke Abstoppen und die Umkehr der Bewegungsrichtung wurde eine deutlich ausgeprägte Abduktions-, Adduktions- und Rotationsbewegung des Knies provoziert (Kim et al., 2014). Zum anderen stellte diese Bewegung aufgrund der raschen Umkehr der Bewegungsrichtung über der kleinen Unterstützungsfläche des rechten Fußes hohe Anforderungen an die neuromuskuläre Kontrolle von hüft- sowie kniegeelenksumgreifender Muskulatur (Hanson et al., 2008; Sinsurin et al., 2016).

3.2.2 Trainingsinterventionen

Der Studie 3 war als Interventionsstudie (Paneldesign) angelegt, in der zwei Trainingsansätze hinsichtlich ihrer Wirkeffekte auf die kinematischen, kinetischen und neuromuskulären Parameter untersucht wurden. Hierzu wurde ein geschlechterspezifisches Matching angewandt, so dass eine Gleichverteilung der männlichen und weiblichen Probanden gewährleistet war. Darauf erfolgte die Zuteilung der Probanden auf die beiden Experimentalgruppen per Randomisierung.

Die Experimentalgruppen absolvierten über einen parallelen Zeitraum von sechs Wochen je ein koordinatives Sprungtraining bzw. ein apparatives Krafttraining. Beide Interventionen wurden hinsichtlich der Trainingshäufigkeit (Mikro- und Makrozyklus) aufeinander abgestimmt. Innerhalb einer Kalenderwoche waren drei Trainingseinheiten zu absolvieren, die jeweils von einem Trainer angeleitet und beaufsichtigt wurden. Die Trainingsnormative wurden hinsichtlich Belastungsdauer, -dichte und -umfang aufeinander abgestimmt, soweit es die spezifischen Anforderungen der jeweiligen Trainingscharakteristik zulassen.

Die Trainingseinheiten wurden in der Sporthalle bzw. dem universitären Fitnessstudio „UNIFIT“ der Technischen Universität Kaiserslautern abgehalten.⁴⁹ Um die korrekte Ausführung sowie den Trainingsablauf kontrollieren zu können, wurde jede Einheit intensiv betreut. Außerdem sollte durch die angeleiteten Einheiten und die Bildung von Kleingruppen die Motivation und somit die *Compliance* erhöht werden. Durch die Erklärung der etwaigen Effekte beider Trainingsformen auf die individuelle Leistungsfähigkeit sollte die *Compliance* weiter gestärkt werden.⁵⁰ Die Beibehaltung dieses Qualitätsanspruchs innerhalb der Betreuung und Organisation über sechs Wochen setzte eine größere logistische Planung voraus. Die Trainingseinheiten mussten mit den universitären Verpflichtungen der Probanden und des Belegungs-

⁴⁹ Das Training „koordinatives Sprungtraining“ fand in der Sporthalle, „apparatives Krafttraining“ im UNIFIT statt.

⁵⁰ Neben möglicher Verringerung des Verletzungsrisikos wurde auch das persönliche Steigerungspotential aus athletischen Gesichtspunkten hinsichtlich anstehender Praxisprüfungen erläutert. Das Zeitschema der Studie war transparent so angelegt, dass die Trainingsinterventionen in der Woche vor den Praxisprüfungen der Spisportarten sowie der Leichtathletik für die Sportstudierenden abgeschlossen waren. Somit konnte die jeweilige Intervention über die Vorlesungszeit in die Prüfungsvorbereitung begleitend integriert werden.

plans der Sportstätten koordiniert werden. Ebenso waren eine hohe zeitliche Flexibilität und Bereitschaft seitens der geschulten Trainer notwendig⁵¹. Konnte von einem oder mehreren Probanden innerhalb einer Trainingswoche eine Einheit aus terminlichen Gründen nicht wahrgenommen werden, wurde ein individueller Termin zusätzlich vereinbart. Vorgabe für die Zulassung zum Retest war eine Erfüllung der Trainingseinheiten von $\geq 80\%$. Die Probanden wurden zudem angehalten, ihre Lebensgewohnheiten über die Dauer der Studie nicht zu ändern. Vor allem betrifft dies die körperliche und sportliche Betätigung. Im Falle einer Veränderung oder Abweichung, bspw. Aufnahme einer neuen Sportart oder eine hohe punktuelle Belastung wie ein Marathonrennen, sollte das umgehend dem Testleiter mitgeteilt werden.

Die Auswahl der Übungselemente des koordinativen Sprung- bzw. apparativen Krafttrainings und deren Belastungsparameter orientierten sich an den Trainingsempfehlungen bereits evaluierter und etablierten Präventionsprogrammen wie dem PEP Programm⁵² oder FIFA 11+ (Gilchrist et al., 2008; Mandelbaum et al., 2005)⁵³. In punktueller Abwandlung finden sich die in der vorliegenden Studie verwendeten Sprung- und Krafftelemente auch in den sportartspezifischen Präventionsempfehlungen wieder. In der Sportart Fußball werden von der FIFA® im Rahmen des 11+ Programms⁵⁴ verschiedene Sprung- und Kräftigungsübungen in das gesamte Programm integriert. Forschungsergebnisse berichten, dass durch die Verwendung des Programms 11+ die Anzahl der akuten Verletzungen gegenüber der Verwendung herkömmlicher Programme um 31,6%, die Anzahl von Knieverletzungen sogar um 44,6%, reduziert werden (Soligard et al., 2008, 2010). Ähnliche Ergebnisse können in handballspezifischen Präventionsprogrammen bestätigt werden, welche sich inhaltlich eng an FIFA 11+ und dem PEP Programm halten (Jöllenbeck et al., 2013; Petersen, Zantop, & Hassenpflug, 2003; Petersen et al., 2002).

Um einen Beitrag zu der Fragestellung des Einflusses der hüftumgebenden Strukturen und die Rolle der Hüftgelenkspositionierung zu leisten, unterscheiden sich die beiden verwendeten Trainingsformen der vorliegenden Arbeit in ihrer Charakteristik in einigen Punkten gegenüber der etablierten Trainingsprogramme:

- Es fand eine Fokussierung auf die gezielte Ansteuerung der Femur-stellenden Muskelgruppen statt (vgl. Kap.2.2). Neben der funktionell primär an der vertikalen Ausrichtung im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) beteiligten Muskelgruppen wurden die Übungselemente so konstruiert, dass eine gezielte An-

⁵¹ Trainingsanleitung: ein Testleiter und zwei Sportstudierende, die im Rahmen Ihrer Masterthesis in diesem Themenbereich entsprechend mit den speziellen Anforderungen der Trainingsformen vertraut waren.

⁵² PEP: **P**revent injury and **E**nhance **P**erformance. The Santa Monica Sports Medicine Research Foundation.

⁵³ Der Ansatz, Übungselemente sowie Belastungsparameter für die Trainingsintervention aus den existenten Präventionsprogrammen abzuleiten, findet entsprechend auch für die zweite Experimentalgruppe Verwendung.

⁵⁴ FIFA 11+ Programm: Ein komplettes Aufwärmprogramm zur Verletzungsprävention.

steuerung der beinab- und adduzierenden sowie rotatorisch wirksamen Muskelgruppen provoziert wird.⁵⁵ Damit wird eine Zentrierung der Übungsausführung auf die medio-laterale Kniegelenkskontrolle in der Frontal- und Sagittalebene induziert.

- Die Übungsausführung wurde, sowohl für das koordinative Sprungtraining als auch das apparative Krafttraining, ausschließlich in dynamischen Bewegungsformen im DVZ durchgeführt. Es kamen keine explizit statischen Übungsformen⁵⁶ zum Einsatz.
- Bangert und Schmitt (2010) empfehlen ein Umdenken, weg von der Durchführung der präventiven Elemente im Rahmen eines Aufwärmprogramms, hin zur Integration als eigenständige Teileinheiten in den Trainingsbetrieb. Nach diesem Prinzip wurden im Rahmen der vorliegenden Studie die Teilelemente Sprung- und Krafttraining aus den Programmen losgelöst und als eigenständige Trainingseinheiten modifiziert.

Nachfolgend werden die beiden eingesetzten Trainingsformen spezifiziert dargestellt.

Koordinatives Sprungtraining

Das koordinative Sprungtraining fand in einem sechswöchigen Zeitraum zwischen Pre- und Retest statt. Pro Woche trainierten die Teilnehmer dreimal über eine Dauer von ca. 25-30 Minuten (vgl. Abbildung 35).

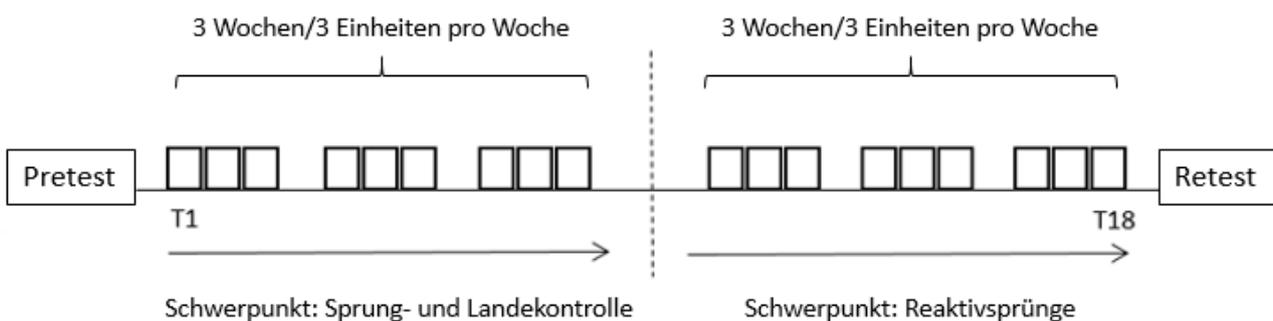


Abbildung 35: Zeitlicher Ablauf des koordinativen Sprungtrainings (eigene Darstellung).

⁵⁵ Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus: Auf eine exzentrische Kontraktion erfolgt unmittelbar eine konzentrische Kontraktion. Daraus resultiert eine besonders große Kraftentwicklung. Während der exzentrischen Kontraktion wird in den Sehnenstrukturen Energie gespeichert und anschließend bei der konzentrischen Kontraktion kraftverstärkend freigesetzt (Güllich & Schmidtbleicher, 1999).

⁵⁶ Bei FIFA 11+ oder dem Kieler Handballpräventionsprogramm kommen bspw. Einbeinstände mit Perturbationsaktionen oder isometrische Kräftigungsformen zum Einsatz.

Das Sprungtraining beinhaltet in seiner Gestaltung ausgewählte Sprungelemente, die charakteristische Belastungs- und Beanspruchungsspezifika an die dynamische Kniegelenksstabilität simulieren (vgl. Kap. 2.3). Die Intention aller Sprungelemente ist es, eine verbesserte Kontrolle von Translationen der Tibia, sowie die Stabilisierung gegenüber Abduktions- und Außenrotationsmomenten im Kniegelenk zu erreichen. Das koordinative Sprungtraining wurde in diesem Kontext in zwei Blöcke eingeteilt. Zunächst sollte über drei Wochen progressiv die Sprung- und Landefähigkeit verbessert werden, ehe im zweiten dreiwöchigen Trainingsblock Sprünge mit dem Fokus auf elastisch-reaktive Komponenten durchgeführt wurden. Dieser zweite Block entspricht einem plyometrischen Training und setzt den Sportler großen Gelenkbelastungen aus, vor allem im Kniegelenk. Beide Blöcke bestehen aus drei Übungsformen, die sich entsprechend der Zielsetzung der jeweiligen Trainingsphase in ihrer Ausführung unterscheiden:

- **„Zick-Zack“ Sprünge**

Diese Sprungform ist eine Kombination aus lateraler und linearer Komponente. Der Sportler springt auf einem Bein stehend im 45 Grad Winkel seitlich nach vorne ab. Der Sportler bekommt als Zielvorgabe, sowohl hoch als auch weit zu springen. Ein Durchgang der Übung wird jeweils komplett mit einem Bein absolviert, ehe auf das andere Bein gewechselt wird. Das heißt, ein Durchgang besteht aus einer bestimmten Anzahl an Sprüngen mit dem rechten Bein und selbiger Anzahl an Sprüngen mit dem linken Bein. Zentrale Bewegungsmerkmale sind ein aufrechter Oberkörper, Hände in den Hüften, bei Landung immer eine leichte Knieflexion, sowie eine ausreichende Höhe beim Absprung. Bei Absprung und Landung ist auf eine achsensymmetrische Position zu achten (vgl. Abbildung 36).

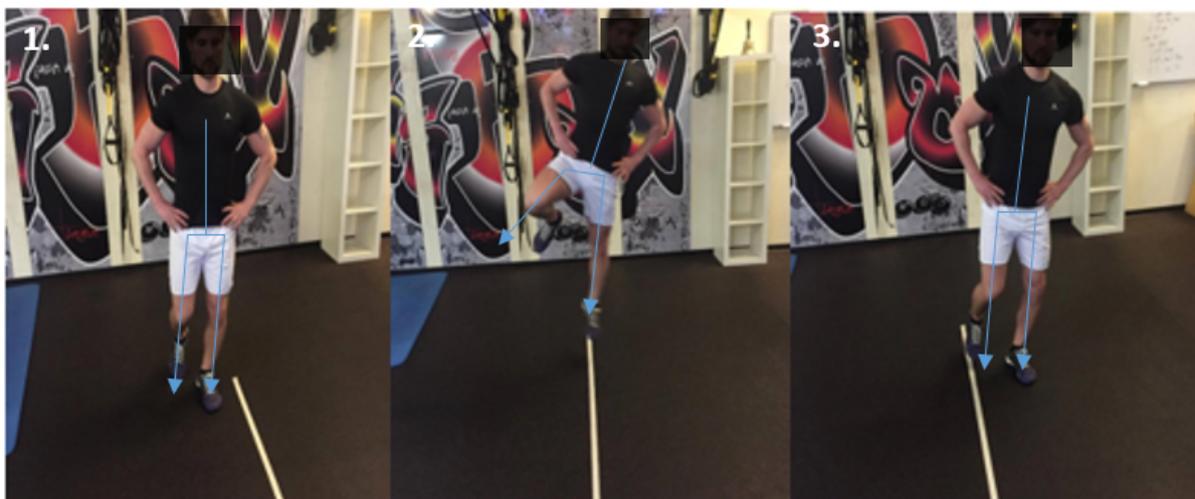


Abbildung 36: Aufbau und Durchführung des Übungselements „Zick-Zack Sprung“. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Flugphase. 3. Landung (eigene Darstellung).

- **„Box“ – Sprünge**

Bei dieser lateralen Sprungform steht der Sportler in Ausgangsposition mit einem Bein auf einem Kasten, das andere Bein steht seitlich neben dem Kasten. Mit dem auf dem Kasten platzierten Bein drückt sich der Sportler ab und springt in der Frontalebene über das Kastenteil, sodass er bei der Landung auf der gegenüberliegenden Seite nun mit dem vormaligen Sprungbein neben und dem anderen Bein auf dem Kasten steht. Das Ziel des Sportlers sollte sein, möglichst hoch zu springen. Zentrale Bewegungsmerkmale sind ein aufrechter Oberkörper, Hände in den Hüften, bei der Landung immer eine leichte Knieflexion, sowie eine ausreichende Höhe beim Absprung (vgl. Abbildung 37).



Abbildung 37: Aufbau und Durchführung des Übungselements „Box Sprung“. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Flugphase. 3. Landung (eigene Darstellung).

- **Skating-Sprünge**

Skating-Sprünge sind eine grundlegende laterale Sprungform. Der Athlet springt hierbei von rechts nach links, landet in stabiler Position, ehe er in die Gegenrichtung zurückspringt. Wichtig ist, dass der Athlet sowohl versucht hoch als auch weit zu springen. Zentrale Bewegungsmerkmale sind ein aufrechter Oberkörper, Hände als Stabilisationshilfen benutzen, bei der Landung immer eine leichte Knieflexion, sowie eine ausreichende Höhe und Weite beim Absprung (vgl. Abbildung 38).

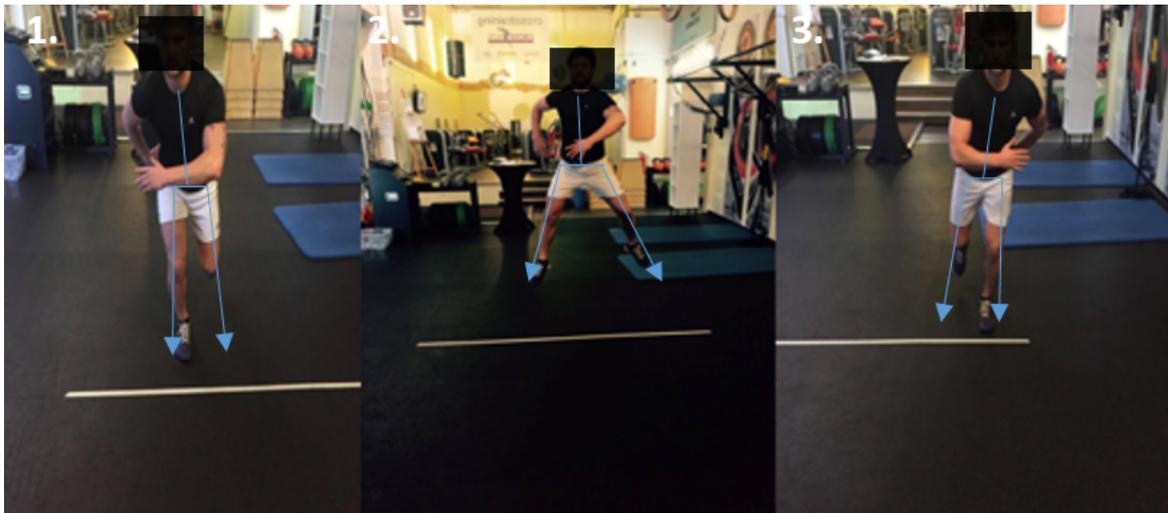


Abbildung 38: Aufbau und Durchführung des Übungselements „Skating-Sprung“. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Flugphase. 3. Landung. (eigene Darstellung).

Trainingsplangestaltung

Der hier vertretene Ansatz aus zwei Trainingsblöcken begründet sich darin, dass der Sportler zunächst die Grundlagen der Bewegungskontrolle bei Sprüngen verbessert, ehe dann über eine Anpassung der Bodenkontaktzeit in eine intensive plyometrische Trainingsform übergegangen wird. Die Differenzierung erfolgte unter anderem, um der notwendigen motorischen Gelenkkontrolle und -stiffness für die Beanspruchung sowie der Belastung eines plyometrischen Trainings Rechnung zu tragen. Der Makrozyklus ist so angelegt, dass in Woche 3 und 4 die größten Trainingsreize gesetzt wurden (vgl. Tabelle 4).

Tabelle 4: Trainingsplanung des koordinativen Sprungtrainings (eigene Darstellung).

	Zick Zack Sprung	Box Sprung	Skating Sprung
Woche 1: Mehrfachsprünge mit Stabilisation			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	3 S/15 Wdh.	3 S/10 Wdh.	3 S/10 Wdh.
Pause [sec.]zwischen den Sätzen	60 sec	60 sec	60 sec
Intensität [%] (max. Höhe/Weite)	ca. 30-40% F_{max}	ca. 30-40% F_{max}	ca. 30-40% F_{max}
Ausführung	zügig und kontrolliert		
Woche 2: Mehrfachsprünge mit Stabilisation			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	3 S/10 Wdh.	3 S/8 Wdh.	3 S/8 Wdh.
Pause [sec.]zwischen den Sätzen	90 sec.	90 sec.	90 sec.
Intensität [%] (max. Höhe/Weite)	ca. 60% F_{max}	ca. 60% F_{max}	ca. 60% F_{max}
Ausführung	schnell in der konzentrischen Phase, entschleunigt und kontrolliert in der exzentrischen Phase		
Woche 3: Mehrfachsprünge mit Stabilisation			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	3 S/5 Wdh.	3 S/3 Wdh.	3 S/3 Wdh.
Pause [sec.]zwischen den Sätzen	120 sec.	120 sec.	120 sec.
Intensität [%] (max. Höhe/Weite)	ca. 90-100% F_{max}	ca. 90-100% F_{max}	ca. 90-100% F_{max}
Ausführung	schnell in der konzentrischen Phase, entschleunigt und kontrolliert in der exzentrischen Phase		
Woche 4: Mehrfachsprünge elastisch-reaktiv			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	3 S/8 Wdh.	3 S/6 Wdh.	3 S/6 Wdh.
Pause [sec.]zwischen den Sätzen	90 sec.	90 sec.	90 sec.
Intensität [%] (max. Höhe/Weite)	ca. 80-100% F_{max}	ca. 80-100% F_{max}	ca. 80-100% F_{max}
Ausführung	schnell, reaktiv zwischen exzentrischer- und konzentrischer Phase (kurze Bodenkontaktzeit zw. Landung und Absprung)		
Woche 5: Mehrfachsprünge elastisch-reaktiv			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	3 S/10 Wdh.	3 S/8 Wdh.	3 S/8 Wdh.
Pause [sec.]zwischen den Sätzen	90 sec.	90 sec.	90 sec.
Intensität [%] (max. Höhe/Weite)	ca. 70% F_{max}	ca. 70% F_{max}	ca. 70% F_{max}
Ausführung	schnell, reaktiv zwischen exzentrischer- und konzentrischer Phase (kurze Bodenkontaktzeit zw. Landung und Absprung)		
Woche 6: Mehrfachsprünge elastisch-reaktiv			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	3 S/12 Wdh.	3 S/10 Wdh.	3 S/10 Wdh.
Pause [sec.]zwischen den Sätzen	60 sec	60 sec	60 sec
Intensität [%] (max. Höhe/Weite)	ca. 60% F_{max}	ca. 60% F_{max}	ca. 60% F_{max}
Ausführung	schnell, reaktiv zwischen exzentrischer- und konzentrischer Phase (kurze Bodenkontaktzeit zw. Landung und Absprung)		

Apparatives Krafttraining

Das apparative Krafttraining fand parallel zum koordinativen Sprungtraining im gleichen 6-wöchigen Zeitraum statt. Pro Woche trainierten die Teilnehmer dreimal über eine Dauer von ca. 30-35 Minuten (vgl. Abbildung 39). Die um zehn Minuten längere Dauer im Vergleich zum koordinativen Sprungtraining ist zurückzuführen auf die Zeit, die zur Umstellung der Geräte benötigt wird, für den Gerätewechsel sowie Wartezeiten an den Geräten.

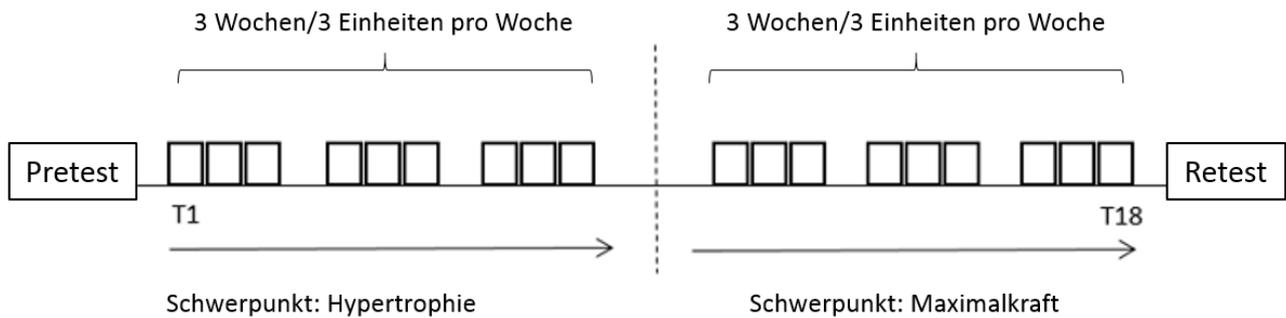


Abbildung 39: Zeitlicher Ablauf des apparativen Krafttrainings (eigene Darstellung).

Das Training fand an den Geräten der Firma SCHNELL Trainingsgeräte GmbH statt. Anleitung, Kontrolle und Dokumentation der Trainingseinheiten wurden durch dieselben Personen (vgl. 3.2.2) durchgeführt und betreut (vgl. Abbildung 40-42).

- **Hüftpendel: Abduktionsbewegung**



Abbildung 40: Ablauf und Positionierung der Hüftabduktionsbewegung. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Maximale Abduktion. 3. Rückpendelbewegung bis zu 1. (eigene Darstellung).

- **Hüftpendel: Adduktionsbewegung**

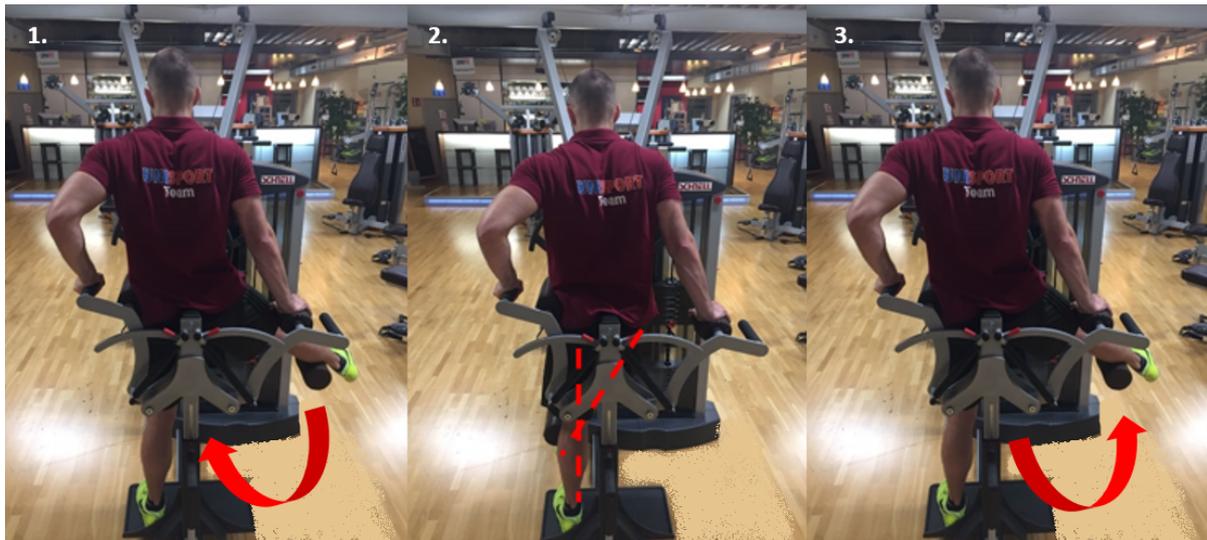


Abbildung 41: Ablauf und Positionierung der Hüftadduktionsbewegung. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Maximale Adduktion. 3. Rückpendelbewegung bis zu 1. (eigene Darstellung).

- **Beinpresse: Streckerkette**



Abbildung 42: Ablauf und Positionierung der Hüftadduktionsbewegung. Beschreibung: 1. Ausgangsposition. 2. Maximale Streckung (170°). 3. Rückführbewegung bis zu 1. (eigene Darstellung).

Trainingsplangestaltung

Das apparative Krafttraining wurde ebenfalls in zwei Blöcke eingeteilt. Zunächst wurde über drei Wochen im Trainingsbereich der Hypertrophie⁵⁷ trainiert, ehe im zweiten dreiwöchigen Trainingsblock ein neuromuskuläres Aktivierungstraining nach der Methode der maximal willkürlichen Kontraktion durchgeführt wurde. (vgl. Tabelle 5).

Tabelle 5: Trainingsplanung des apparativen Krafttrainings (eigene Darstellung).

	Beinpresse	Hüftabduktion	Hüftadduktion
Woche 1-3: Hypertrophietraining			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	4 x 8 Wdh.	4 x 8 Wdh.	4 x 8 Wdh.
Pause [sec.] zwischen den Sätzen	90 sec.	90 sec.	90 sec.
Intensität [% Fmax.]	70 - 80% Fmax.	70 - 80% Fmax.	70 - 80% Fmax.
Ausführung	zügig in der konzentrischen Phase, schnell in der exzentrischen Phase		
Woche 4-6: Neuromuskuläres Aktivierungstraining			
Umfang (Sätze/Wiederholungen pro Bein)	4 x 5 Wdh.	4 x 5 Wdh.	4 x 5 Wdh.
Pause [sec.] zwischen den Sätzen	120- 150 sec.	120- 150 sec.	120- 150 sec.
Intensität [% Fmax.]	ca. 90% Fmax.	ca. 90% Fmax.	ca. 90% Fmax.
Ausführung	zügig in der konzentrischen Phase, schnell in der exzentrischen Phase		

Die ersten drei Wochen des apparativen Krafttrainings dienten dazu, den Bewegungsapparat an die Belastungen zu gewöhnen, ehe dieser im zweiten Block einer nahezu maximalen Ausbelastung ausgesetzt war. Der hier vertretene Ansatz bietet den Vorteil, dass der Sportler sich zunächst bei submaximaler Belastung an die Übungen gewöhnen kann, ehe dann an der Grenze der maximalen Leistungsfähigkeit trainiert wird. Um die individuelle Trainingsbelastung jedes Probanden für beide Blöcke zu bestimmen, wurde eine Woche vor der ersten Trainingseinheit das individuelle 1-Repetition-Maximum bei allen drei Zielübungen des apparativen Krafttrainings bestimmt, auf dessen Basis die Belastungsintensität für beide Blöcke der Intervention berechnet werden konnte⁵⁸. Als Grundlage der Belastungsnormative orientiert sich die Trainingsplanung an den Empfehlungen von Güllich und Schmidtbleicher (1999) zur Methodik des Muskelaufbaus sowie der Methodik zur Verbesserung

⁵⁷ Hypertrophietraining: Methode submaximaler Einsätze bis zur Ermüdung.

⁵⁸ 1-Repetition-Maximum (1 RM): Für die Trainingspraxis wird das 1 RM als Referenzwert zur Steuerung der Trainingsintensität in % verwendet. Es kennzeichnet den Wert, der in einer spezifischen Kraftübung einmal über die gesamte definierte Bewegungsamplitude ausgeführt werden kann (Hottenrott & Hoos, 2013).

der willkürlichen neuromuskulären Aktivierungsfähigkeit. Die Modifikation der Belastungsnormative ist der Ausführung und Spezifikation der Kraftübungen geschuldet: In der Trainingspraxis wird üblicherweise im allgemeinen Kraft- und Athletikbereich „schnell“ in der konzentrischen und „zügig / langsam“ in der exzentrischen Phase einer Übungswiederholung trainiert. Dies bildet jedoch nur bedingt die Belastungen ab, die in sportpraktischen Sprung- und Landesituationen auf die unteren Extremitäten und das Kniegelenk wirken. Deshalb wurde in der apparativen Kraftintervention dieser Arbeit ein entgegengesetzter Bewegungsablauf eingesetzt. Dies bedeutet konkret, dass bei allen Übungen des apparativen Krafttrainings in der konzentrischen Phase „zügig“, in der exzentrischen Phase „schnell“ bzw. „maximal schnell“ trainiert wurde, um die Belastungsspezifika von Sprüngen an den Geräten zu simulieren. Alle Übungen des apparativen Krafttrainingsprogramms wurden unilateral durchgeführt. Dies liegt darin begründet, dass die einbeinige Kraft in vielen Krafttrainingsprogrammen noch immer eine untergeordnete Rolle spielt, obwohl sie entscheidend zur Entwicklung von Schnellkraft und Balance beiträgt und somit elementarer Baustein der Verletzungsprophylaxe ist. Da es im Sport nur selten vorkommt, dass beide Beine des Athleten gleichzeitig Bodenkontakt haben, sollten zur Verbesserung der funktionellen Gelenkstabilität einbeinige Übungen durchgeführt werden, welche auch die propriozeptiven Fähigkeiten sowie die posturale Kontrolle verbessern können.

3.3 Datenerfassung und Spezifizierung der Messparameter

Bereits aus dem vorangestellten Kapiteln wird deutlich, dass eine komplexe und mehrdimensionale Betrachtung notwendig ist, um belastbare Faktoren hinsichtlich der Kniegelenkstabilität zu identifizieren. Entsprechend eines ganzheitlichen Ansatzes, welcher die anatomischen, neuromuskulären und biomechanischen Parameter zusammen erfasst, wurde die Messmethodik entwickelt und wird in den nachfolgenden Kapiteln 3.3.1 – 3.3.4 beschrieben. Dazu wurde eine 3D Bewegungsanalyse mit integrierter kinematischer, kinetischer und elektromyographischer Datenerfassung durchgeführt. Mit Hilfe des Track Managers der Firma Qualisys wurden die Daten aufgezeichnet und nachfolgend im Analyseprogramm Visual 3D verarbeitet. Zur Verwendung wurden die jeweiligen Parameter des rechten Beines hinzugefügt. Diese unilaterale Messmethodik hat sich als Vorgehensweise multifaktorieller biomechanischer Tests etabliert (Gehring, Melnyk, & Gollhofer, 2009; Fleischmann, Gehring, Mornieux, & Gollhofer, 2010; Mornieux, Gehring, Fürst, & Gollhofer, 2014; Kim et al., 2014).

3.3.1 Kinematik

Der genaue Ablauf des gesamten Tests, den die Probanden durchlaufen, wurde in einem Protokoll festgelegt⁵⁹. Die Testverfahren wurden im bewegungswissenschaftlichen Labor der Sportwissenschaft an der Technischen Universität Kaiserslautern durchgeführt (vgl. Abbildung 43).

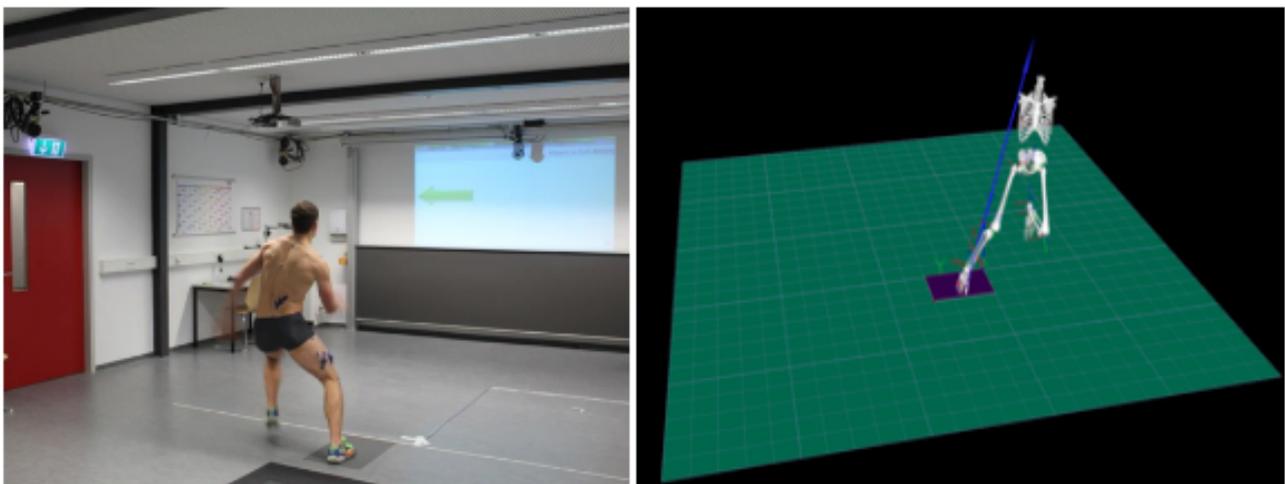


Abbildung 43: Bewegungslabor mit Kameras und Kraftmessplatte (grau bzw. lila) in realer (links) und virtueller Darstellung (rechts). Die Sequenz zeigt in diesem Beispiel einen lateralen Sprung.

Zur kinematischen Untersuchung wurden dort acht miteinander verschaltete Kameras installiert. Davon sind sechs Qualisys MoCap Kameras vom Typ Oqus 500+

⁵⁹ Ablaufprotokoll: siehe Anhang

(175Hz) verbaut und zwei Qualisys MoCap High-Speed-Kameras vom Typ Oqus 510+ (175Hz) (Qualisys, Gothenburg, Schweden).

Diese Ausstattung ermöglichte eine High-Speed Bewegungsanalyse in 3D mit Echtzeit Markererfassung. An den Probanden wurden am gesamten Körper mit doppel-seitigem Klebeband insgesamt 46 superleichte, passive Marker befestigt (Qualisys super-spherical Marker, Ø 14mm) (vgl. Abbildung 44).

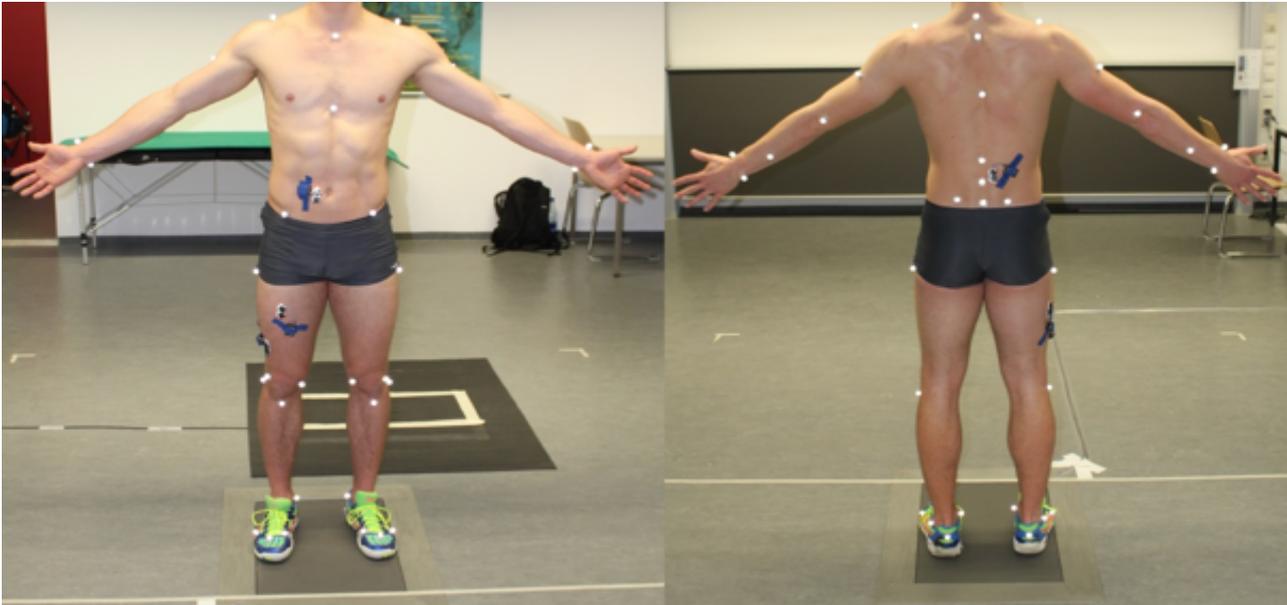


Abbildung 44: Ein Proband bei der statischen Erfassung vor der Bewegungsanalyse im Labor. Zu erkennen sind die Passivmarker (weiße Punkte) und die EMG Transmitter (blau)

Zur Platzierung der Marker wurde das „Istituti Ortopedici Rizzoli (IOR) lower body marker set“ nach Leardini, Sawacha, Paolini, Ingrosso, Nativo und Benedetti (2007) zu den unteren Extremitäten mit dem „Upper body IOR marker set“ nach Leardini, Biagi, Merlo, Belvedere und Benedetti (2011) zum Oberkörper kombiniert und so ein „Full Body Setup“ erreicht⁶⁰. Zu Beginn wurde mit jedem Probanden eine statische Messung durchgeführt, in der er instruiert wurde, mit beiden Füßen hüftbreit in natürlicher Stellung auf der Kraftmessplatte⁶¹ still zu stehen und die Arme gestreckt seitlich vom Körper mit den Daumen nach oben zu halten. Das Kamerasystem wurde vor jedem Test nach Angaben des Herstellers kalibriert. Im Zuge dieser Messung wurde das Gewicht des Probanden (Stand auf der Kraftmessplatte) ermittelt. Durch dieses Verfahren konnte eine vergleichbare Gewichtsangabe jedes Probanden sichergestellt werden. Außerdem wurde somit die Messgenauigkeit der einwirkenden Gewichtskraft auf den Körper im Vergleich zum eigenen Körpergewicht erhöht. Nach der Erhebung der statischen Messung wurden die sechs, rein für diese Messung

⁶⁰ Die genaue anatomische Lokalisation der einzelnen Marker ist den Abbildungen 98 und 99 (Anhang) zu entnehmen.

⁶¹ Nachfolgend wird Kraftmessplatte mit KMP abgekürzt.

benötigten, medialen Marker entfernt. Diese statische Messung wurde für jeden Probanden als neutrale Stellung genutzt, von der ausgehend Winkelveränderungen in der Bewegung beschrieben werden können (Ford, Myer, & Hewett, 2003; Ford, Myer, Toms, & Hewett, 2005). Dabei richten sich Oberkörper- und Beckenstellung in der Bewegung am globalen Bezugskordinatensystem des Raums aus (Houck, Duncan, & Kenneth, 2006; Houck, De Haven, & Maloney, 2007).

Die Winkelverläufe in Knie und Hüfte werden anhand von lokalen Segmentkoordinatensystemen mit drei Freiheitsgraden und im Bezug zum Modell der statischen Messung ermittelt (Mornieux, Gehring, Tokuno, Gollhofer & Taube, 2014a). Zur Berechnung der Knie- und Hüftgelenkwinkelverläufe im dreidimensionalen Raum wird das ortsfeste kartesische Koordinatensystem verwendet. Dazu werden drei zueinander senkrecht stehende Achsen ($X_{\text{Frontalachse}}$, $Y_{\text{Sagittalachse}}$ und $Z_{\text{Längsachse}}$) definiert. Aus der paarweisen Zusammenstellung senkrecht zueinander orientierte Achsen bilden sich die anatomischen Ebenen (vgl. Abbildung 45):

- X-Z Ebene: Frontalebene
- Z-Y Ebene: Sagittalebene
- X-Y Ebene: Transversalebene

Die Lage- und Richtungsangaben sind unabhängig von der Position der Körpersegmente im Verhältnis zum Raum zu betrachten. Konkret bedeutet dies, dass die vordere Abgrenzung des Laborbereichs bei einem Drop-Jump mit Blickrichtung nach vorne für das Kniegelenk die Frontalebene repräsentiert. Springt ein Proband 90° gedreht bei einem Lateral-Jump mit Blickrichtung zur seitlichen Laborabgrenzung, so wird auch hier auf das Kniegelenk bezogen die Frontalebene repräsentiert (Richard & Kullmer, 2014).

Weiter ist eine feste anatomische Zuweisung der Drehachsen für das Knie- und Hüftgelenk definiert (vgl. Abbildung 45):

- X: Extension (Ext) und Flexion (Flex)
- Y: Abduktion (Abd) und Adduktion (Add)
- Z: Innen- und Außenrotation (Iro, Aro)

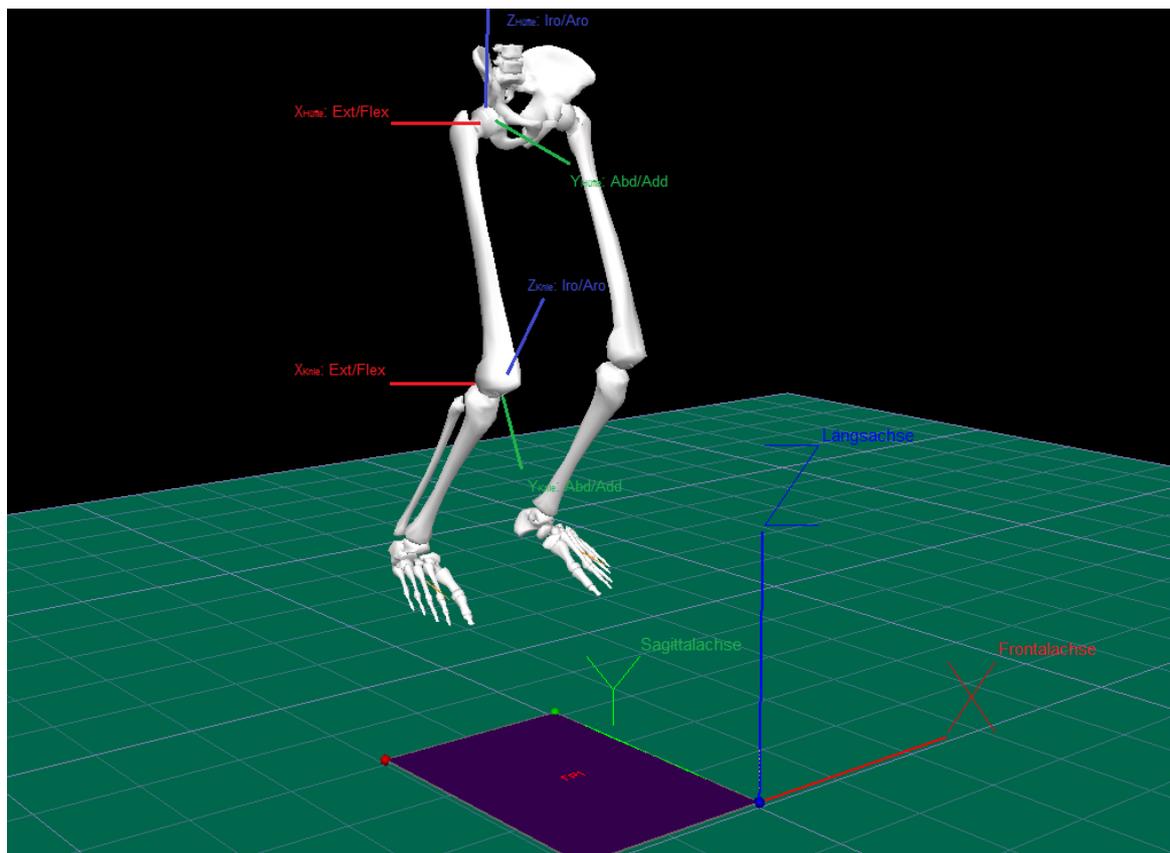


Abbildung 45: Anatomische Ebenen und Drehachsen. Rot: Frontalachse (Extensions-/Flexionsbewegungen). Blau: Längsachse (Rotationsbewegungen). Grün: Sagittalachse (Abduktions-/Adduktionsbewegungen) (eigene Darstellung).

Der Knievalgus-Winkel wird in der Frontalebene durch die Abduktion des Unterschenkels im Kniegelenk beschrieben. Eine Abweichung des Kniegelenks in die entgegengesetzte Richtung wird als Varusstellung bezeichnet. Ausgehend von der neutralen Stellung (statische Messung) des Kniegelenks bei 0° - Abweichung ergibt sich im Programm Visual3D für den Knievalgus ein positiver und für den Knievarus ein negativer Wert. Die Hüftabduktion ergibt negative Werte, wodurch die Hüftadduktion positiv angegeben wird. Weiter wird die Knieinnenrotation und die Hüftinnenrotation durch positive Werte angegeben, ihre Gegenbewegungen (Knie- und Hüftaußenrotation) mit negativen. Hüft- und Knieflexion werden als positive Werte angegeben. Vor Beginn der Datenanalyse wurden die aufgezeichneten Videosequenzen mit Hilfe der Qualisys Track Manager (QTM) Software auf das relevante Zeitintervall geschnitten und für die Analyse vorbereitet. Darüber hinaus wurde die automatische Markerererkennung überprüft und nicht erkannte, bzw. falsch zugeordnete Marker, manuell verortet. Durch eine Gapfill-Funktion von bis zu 15 Frames wurde die kontinuierliche Markerererkennung in der dynamischen Bewegung sichergestellt. Aufnahmen mit größeren Lücken (> 15 Frames) wurden von der Auswertung ausgeschlossen sowie vertauschte Marker identifiziert und korrekt verlinkt (vgl. Abbildung 46).

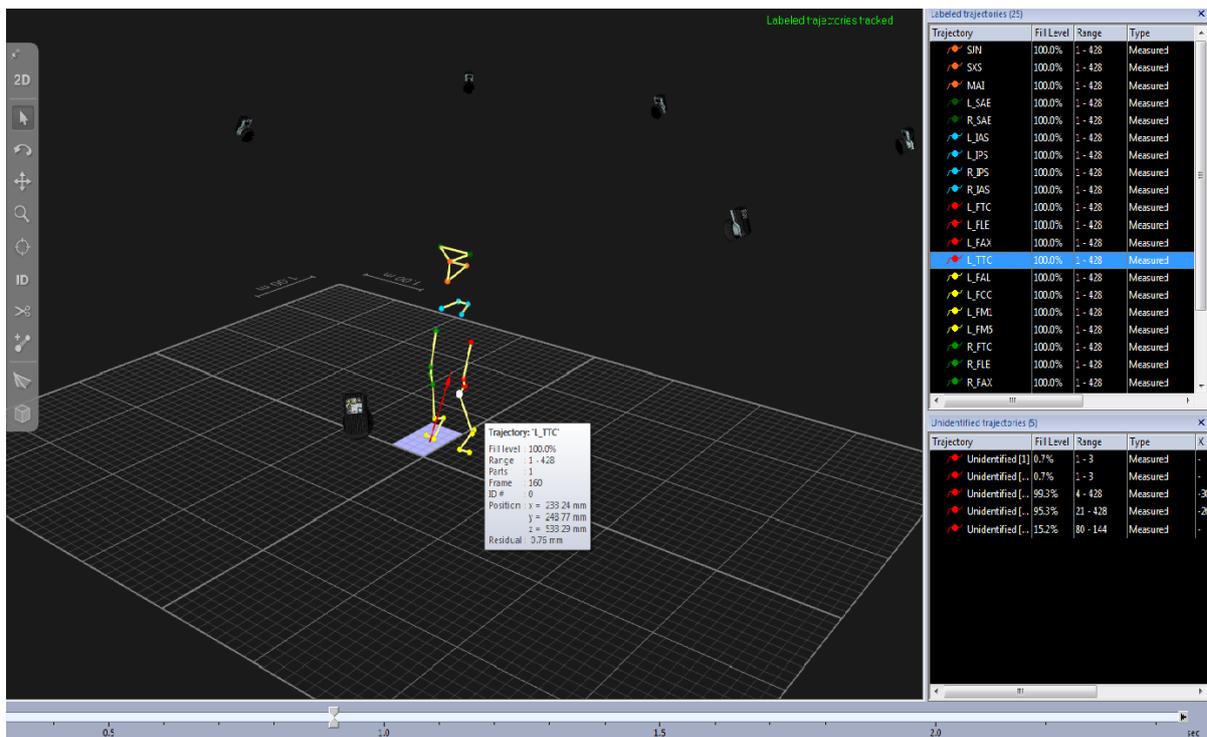


Abbildung 46: Kinematische Kontrolle jedes Versuchs (32 Probanden, 28 Videosequenzen je Proband) in Qualysis Track Manager QTM. Die Kontrolleiste rechts zeigt die Markererkennung bzw.-Verfolgung an (eigene Darstellung).

Die fertig bearbeiteten Videos wurden in das Videoanalyseprogramm Visual3D (Version 5.02.27, C-Motion Inc., Germantown, Maryland, U.S.A.) exportiert, wo die festgelegten Segmente definiert und miteinander verbunden sind. Die Kinematik des Modells wird durch den Transfer der aufgenommenen Tracking-Punkte in ein kalibriertes Modell berechnet. Durch Visual3D werden die kinematischen Daten automatisch verarbeitet, sodass die Winkeldaten der relevanten Gelenke schließlich als intervallskalierte Parameter in ein statistisches Analyseprogramm übertragen werden können, in dem letztlich die inferenzstatistische Auswertung erfolgte.

Spezifizierung der kinematischen Parameter

Aus den formulierten Risikofaktoren und daraus resultierenden Verletzungsmustern (vgl. Kap. 2.3.2 und 2.3.4) lassen sich Kriterien ableiten, welche als messbare kinematische Parameter verwendet wurden, um die dynamische Kniestabilität zu definieren sowie zu quantifizieren. Bei der Berechnung wurden die gemittelten Werte aus drei Versuchen je Belastungsform und -stufe zugrunde gelegt.

1. Medio-laterale Schlackerbewegung des Kniegelenks

Der Begriff der „medio-lateralen Knieschlackerbewegung“ wird in der vorliegenden Arbeit erstmals verwendet. Mit diesem Ausdruck wird eine zentrale Beobachtung in dieser Studie beschrieben, die beinhaltet, dass während der Stützphase keine linear

verlaufende Gelenksexkursion in der Frontalebene zu verzeichnen ist. Vielmehr variiert der Knieabduktionswinkel in der Stützphase permanent und weicht von der Linearität ab (vgl. Abbildung 47).

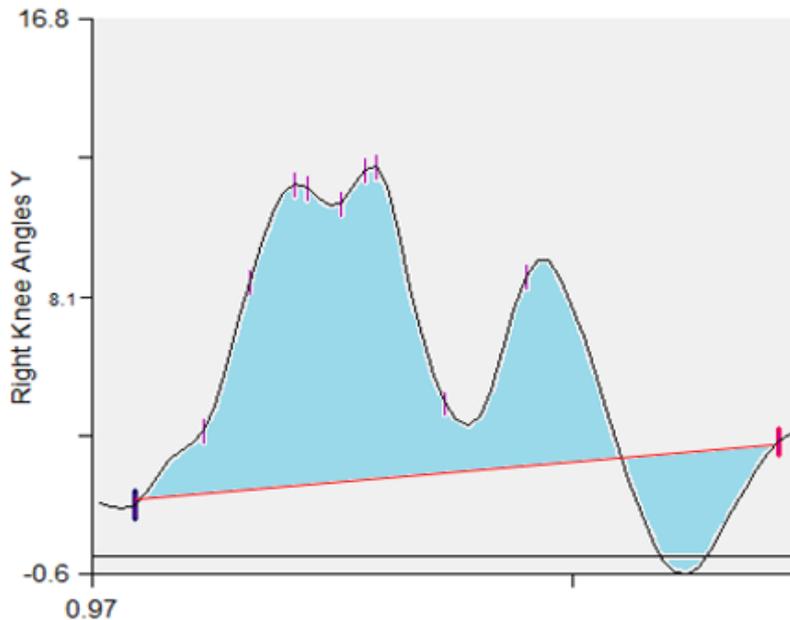


Abbildung 47: Erfassung der Winkelveränderung „Knieabduktion“ während der Stützphase in Visual3D mittels Winkel-Zeit Diagramm (Ordinate: Knieabduktionswinkel; Abzisse: Zeitverlauf). Rote Linie als Graph einer Funktion der Zeit $x(t)$: Gleichförmiger Winkelverlauf zwischen initialem Bodenkontakt (IC; blauer Marker) und Ende der exzentrischen Stützphase (OFF, roter Marker). Rote Verbindungslinie zwischen IC zu OFF: Drehwinkel (ϕ)~ Zeitabschnitt (t). Schwarze Begrenzungslinie der blauen Markierung: Tatsächlicher, ungleichförmiger Verlauf des Drehwinkels $\phi \neq x(t)$ (eigene Darstellung).

Das Ort-Zeit-Diagramm beschreibt die theoretisch ideale, gleichförmige Bewegung des Kniegelenks in der Frontalebene. Die tatsächlich stattfindende, ungleichförmige Bewegung des Kniegelenks in seiner Abweichung von der Linearität wird durch ein Hin- und Herschlackern deutlich. Um die tatsächliche medio-laterale Schlackerbewegung zu quantifizieren, wurde die Differenz dieser Winkelveränderung (Δ°) während der exzentrischen Stützphase berechnet⁶²:

$$\left| \int_a^{x_1} f(x) - g(x) dx \right| + \left| \int_{x_1}^{x_2} f(x) - g(x) dx \right| + \dots + \left| \int_{x_n}^b f(x) - g(x) dx \right|$$

⁶² Die Berechnung, Aufstellung und Addition der Teilintegrale der Funktionen erfolgt über die Main Pipeline Programmierung in Visual3D: Event Threshold IC, Event_Threshold_OFF, Metric_Signal_Value_at_Event_Right KneeAngles, Metric_Integrate_IntKneeDeflection.

2. Knie- und Hüftwinklexkursionen

Als weitere Kriterien zur Beschreibung der Kniestabilität wurden die Knierotations-, Flexions- sowie Knieabduktionswinkel zum Zeitpunkt der maximalen medio-lateralen Kniegelenksexkursion bestimmt. Nach Analyse der Risikofaktoren (vgl. Kap.2.3.2) gelten vorrangig der Knieabduktions- und Rotationswinkel als Indikatoren der Kniestabilität. Die Berechnung der Werte erfolgte über die Programmierung von sogenannten „Event Labels“ während der Bodenkontaktphase. Um eine Vergleichbarkeit der Daten zu gewährleisten, wurden die Event Labels jeweils auf den Zeitpunkt des Maximums der medio-lateralen Knieauslenkung verortet⁶³ (vgl. Abbildung 48).

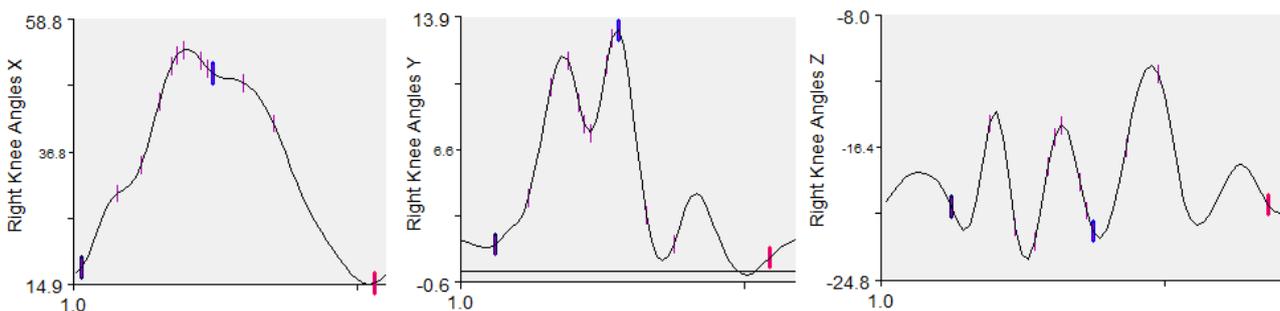


Abbildung 48: Erfassung der Kniegelenksexkursionen (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) während der Stützphase. Maximale medio-laterale Kniegelenksexkursion: Event Label blau (eigene Darstellung).

Das gleiche Erfassungsprinzip wurde für die Exkursionen des Hüftgelenks angewandt, um mögliche Zusammenhänge oder Einflüsse auf die Positionierung des Kniegelenks beschreiben zu können (vgl. Abbildung 49). Diese sechs Parameter sind die Grundlage, um jede Bewegung sowie Lageänderung der unteren Extremität zu beschreiben. Die räumlichen Lageänderungen der Gelenke zueinander wurden quantifiziert. Außerdem wurde der Verlauf der veränderten Positionierung des einzelnen Gelenks ermittelt.

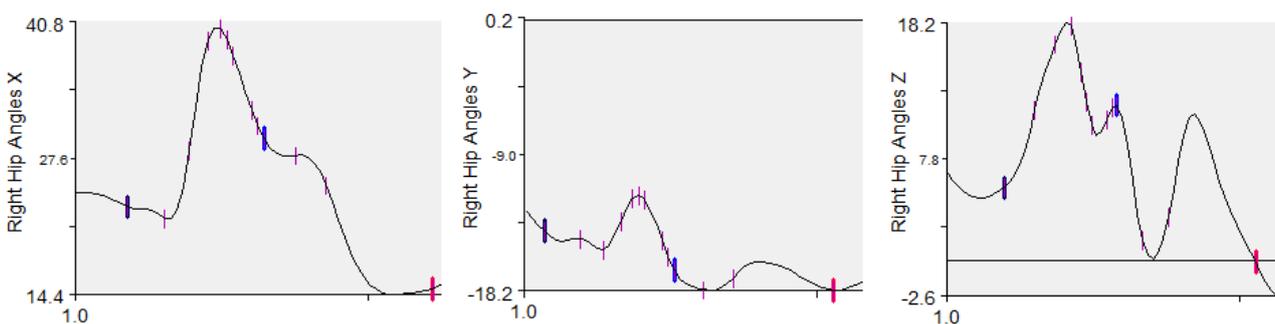


Abbildung 49: Erfassung der Hüftgelenksexkursionen (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) während der Stützphase. Maximale medio-laterale Kniegelenksexkursion: Event Label blau (eigene Darstellung).

⁶³ Programmierung der Event Label in Visual3D (Berechnung der Gelenksexkursionen entsprechend der maximalen medio-lateralen Kniegelenksexkursion): Metric Signal Value At Event.

3.3.2 Kinetik

Alle Sprung- und Landemanöver erfolgten auf eine im Boden eingelassene Kraftmessplatte (Bertec, Columbus, Ohio, U.S.A.) mit den Maßen 40 cm x 60cm. Der angeschlossene AM6501 Analog Amplifier der Firma Bertec (Bertec, Columbus, OH, U.S.A.) filtert den analogen Output der KMP auf eine Bandbreite von 500 Hz. Mit dieser KMP können Bodenreaktionskräfte untersucht werden, die während der dynamischen Bewegungen entstanden. Es wurden gleichzeitig drei Kraftwerte entlang der X, Y und Z Achse gemessen und drei Drehmomente berechnet, ebenfalls in X, Y und Z Richtung. Dadurch kann zu jedem Zeitpunkt ein gerichteter Kraftvektor angezeigt werden (Schwameder, 2009) (vgl. Abbildung 50).

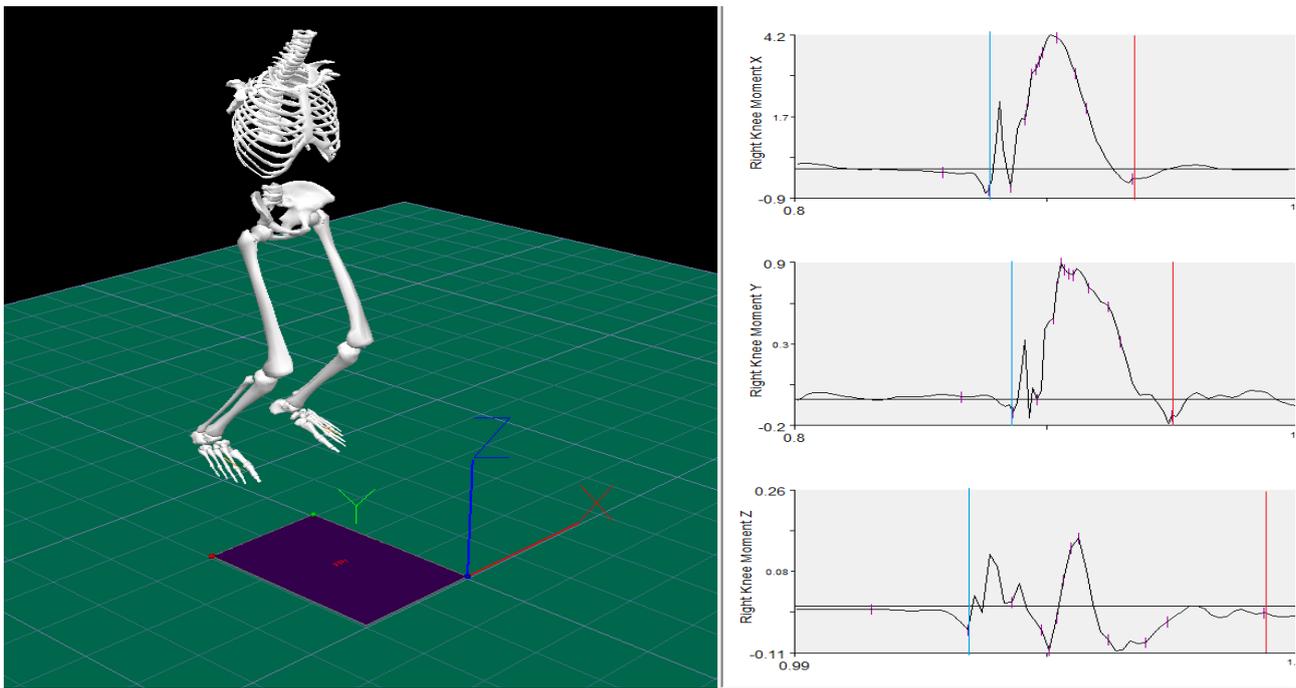


Abbildung 50: Gelenkmomente [Nm/kg] der 3 Drehachsen des rechten Kniegelenks (X = Flexionsmomente, Y = Abduktionsmomente, Z = Rotationsmomente). Blaue Markierung: IC-Initialer Bodenkontakt. Rote Markierung: OFF-Abdruck. Das gleiche Prinzip gilt für die Berechnung der Kraft [N] (eigene Darstellung).

Die KMP wurde nach jeder Sprungserie neu kalibriert, um eine gleichbleibende Genauigkeit der Messung zu gewährleisten.

Berechnung der inversen Dynamik

Die kinetische Analyse erlaubt es, Kräfte und Momente zu quantifizieren, welche die Bewegungen eines Körpers bestimmen. Im biomechanischen System verursachen Muskelkontraktionen Kräfte und daraus resultierende Drehmomente, die kollektiv für das Bewegungsverhalten artikulierender Segmentteile und damit auch für die Gesamtkörperbewegung verantwortlich sind.

Im Gegensatz zur kinematischen Beschreibung über Winkelverläufe sind Gelenkmomente und -kräfte im Modell der inversen Dynamik nicht direkt zu messen. Dazu sind drei Messparameter notwendig, die in Visual3D berechnet werden:

- KMP Daten: Auf das biomechanische Modell werden die ortsabhängigen, gerichteten Ausmaße der externalen Kräfte übertragen. Die Zuordnung erfolgt nach der 3D Achsenorientierung.
- Kinematik: Die kinematischen Daten werden über die räumliche Veränderung der einzelnen Segmente und der Gelenkwinkelverläufe anhand der Passivmarker bestimmt. Die Stellung jedes Segments wird mit dem biomechanischen Modell abgeglichen.
- Segmentparameter: Aus der kinematischen Analyse der Passivmarkerabstände werden die Längenmaße und deren Abstände der einzelnen Segmente zueinander ermittelt, woraus auch die Segmentmasse errechnet wird. Ebenso werden die jeweiligen Winkelgeschwindigkeiten und -beschleunigungen unter Berücksichtigung der translatorischen Beschleunigung der Segmentschwerpunkte berechnet.

Visual3D verwendet zur Berechnung der inversen Gelenkdynamik ein rekursives Modell, welches ermöglicht, externale Kräfte jedem Segment zuzuordnen. Ermittelt werden die jeweiligen proximalen Kräfte, die auf das Gelenk einwirken. Für das in der vorliegenden Arbeit verwendete biomechanische Modell wurden die jeweils in Reihe distal gelegenen Segmente ab dem Hüftsegment integriert: Hüfte – Oberschenkel – Unterschenkel – Fuß. Dazu verwendet das Programm einen iterativen Algorithmus, welcher für jedes Segment die Kraftereinwirkung je nach Ausrichtung der Drehachse berechnet (vgl. Abbildung 51).

$$F_{proximal} = \sum_{i=1}^n m_i (a_i + g) + \sum_{j=1}^q F_q$$

Abbildung 51: Berechnung der proximalen Kraftparameter in Visual3D. m_i =Segmentmasse i ; a_i =Beschleunigung Segment i ; n =Anzahl der distal in Reihe verbundenen Segmente; q =Anzahl der externalen Kräfte; F_q =angewandte externale Kräfte.

Durch die Verwendung eines Least-Squares Algorithmus⁶⁴ werden die gemessenen Segmentbewegungen im Programm Visual3D auf ein Menschmodell übertragen. Mit Hilfe dieses Modells können die Kräfte und Momente, welche zwischen zwei und

⁶⁴ Least Square Algorithmus: Die Methode der kleinsten Quadrate ist ein mathematisches Standardverfahren, welches häufig bei empirischen Messwerten angewandt wird. Dabei wird versucht, eine Kurve ausfindig zu machen, die möglichst nahe an den vorhandenen Datenpunkten verläuft. Die Methode bzw. der Algorithmus besteht darin, dass die Summe der quadratischen Abweichungen (Residuen) der Kurve gegenüber der beobachteten Datenpunkte möglichst minimal ist (Zeidler, 1996).

mehr Segmenten wirken, berechnet werden. Hierbei gilt die Annahme, dass die wirkenden Gelenkkräfte und -momente an den beteiligten Segmenten gleich groß, aber entgegengesetzt orientiert sind. Auf diese Weise können Kräfte und Drehmomente für jedes einzelne Segment des Modells berechnet werden (Pflanz, 2011).

Spezifizierung der kinetischen Parameter

1. Impulsänderung

Der Bewegungszustand des Kniegelenks während der Stützphase wurde durch Drehimpulsänderungen in allen drei anatomischen Ebenen (X, Y und Z) bestimmt. Während der Stützphase (Δt) ergibt jeder Kraftstoß eine Impulsänderung. Da die Krafteinwirkung (F) über Δt nicht konstant ist, wird die Impulsänderung als eine Funktion der Kraft über die Zeit definiert⁶⁵ (Kuchling, 2004): $\vec{F} = \vec{F}(t)$ (vgl. Abbildung 52). Die Impulsänderung ($\Delta \vec{p}$) und damit der Bewegungszustand des Kniegelenks wird nach Göhner (2002) durch die Fläche unter der Kraft-Zeit-Kurve berechnet:

$$\Delta \vec{p} = m \Delta \vec{v} = \int_{t_1}^{t_2} \vec{F} dt$$

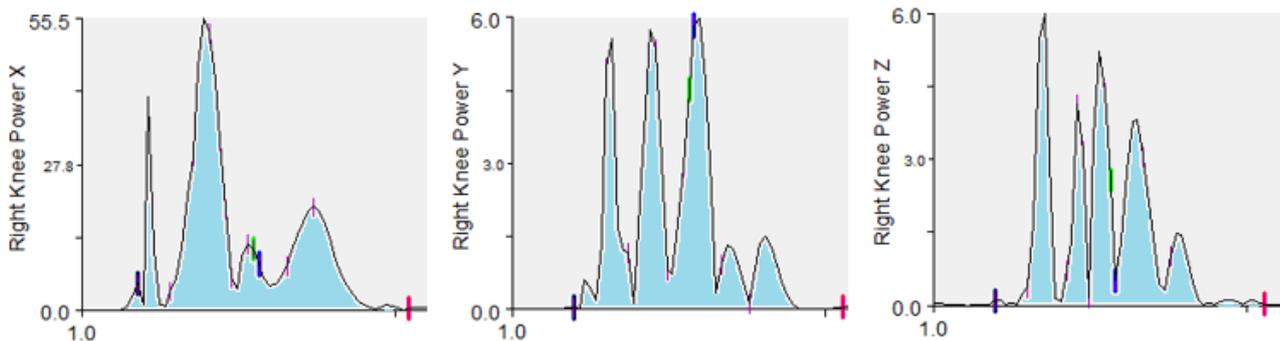


Abbildung 52: Impulsänderung (blaue Fläche) während der Stützphase am Kniegelenk (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) bei einem unilateralen Drop-Jump aus 15cm Höhe (eigene Darstellung).

Analog zu den Impulsänderungen, welche das Kniegelenk betreffen, wurden durch die gleiche Verfahrensweise die Impulsänderungen bezüglich des Hüftgelenks ermittelt (vgl. Abbildung 53). Dadurch können mögliche Auswirkungen der hüftbezogenen Impulsänderungen auf die räumliche Orientierung des Kniegelenks überprüft werden.

Bei der Berechnung wurden die gemittelten Werte aus drei Versuchen je Belastungsform und -stufe zugrunde gelegt.

⁶⁵ Das Produkt $F\Delta t$ wird als Kraftstoß oder Antrieb bezeichnet und ist mit der Impulsänderung gleichzusetzen. Die Impulsänderung entspricht dem Zeitintegral der Kraft.

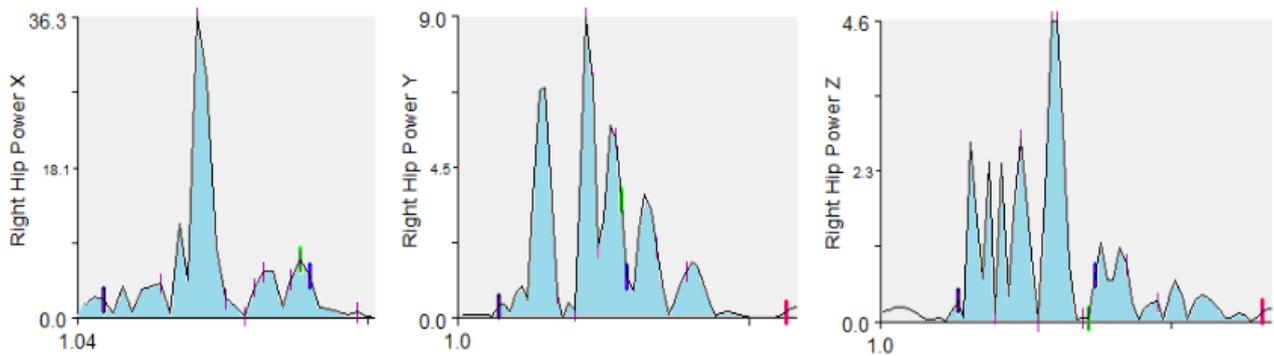


Abbildung 53: Impulsänderung (blaue Fläche) während der Stützphase am Hüftgelenk (X: Flexion, Y: Abduktion, Z: Rotation) bei einem unilateralen Drop-Jump aus 15cm Höhe (eigene Darstellung).

2. Gelenkmomente

Die Gelenkmomente (vgl. Abbildung 50) wurden gleichbedeutend zu dem Vorgehen bei der Ermittlung der Knie- und Hüftgelenksexkursionen spezifiziert und über Event Labels (vgl. Kap. 3.3.1) gekennzeichnet. Die Event Labels sind jeweils auf den Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments verortet und bilden aus den drei Versuchen je Belastungsstufe das gemittelte Gelenkmoment.

3. Sprunghöhe und Bodenkontaktzeit

Als formulierte Leistungskomponenten wurden über die KMP auch die Bodenkontaktzeit sowie die Sprunghöhe errechnet (Baumgart et al., 2017; Faude et al., 2010). Dabei liegt für die Berechnung der Sprunghöhe der gemittelte Wert der drei Versuche pro Belastungsstufe zugrunde.

3.3.3 Neuromuskuläre Aktivierung

Die neuromuskuläre Aktivierung der Probanden wurde mit Hilfe der Elektromyographie (EMG) erhoben.

„Allgemein versteht man unter Elektromyographie (EMG) ein Verfahren zur Ermittlung des Erregungs- und Kontraktionszustands der Skelettmuskulatur. Dabei werden Veränderungen der Potentiale (Depolarisations- und Repolarisationsvorgänge) an der Muskelfasermembran erfasst.“ (Pfeifer und Vogt, 2004, S. 166).

Das verwendete kinesiologische EMG oder auch Oberflächenmyographie⁶⁶ wurde als bipolare Oberflächenelektrode an den zu untersuchenden Muskeln angebracht. Dabei wird die an der Muskelfasermembran entlanglaufende Depolarisationszone⁶⁷ von den Elektroden erfasst (vgl. Abbildung 54). Dadurch können die Potentialdifferenzen gemessen werden.

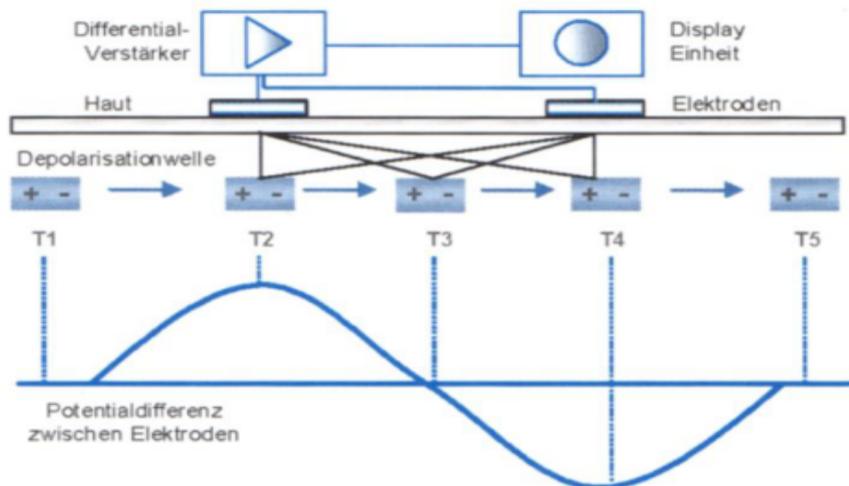


Abbildung 54: Modellhafte Darstellung der Depolarisationszone, die entlang der Muskelfasermembran zwischen den beiden Elektroden verläuft (Freiwald, Baumgart, & Konrad, 2007).

Um die bedeutendsten Einflussgrößen in der EMG Analyse⁶⁸ zu erfassen wurde das integrierte SEMG Signal verwendet. Dieses beinhaltet sowohl die Amplituden- als auch Frequenzparameter und kann damit als Maß für die Gesamtaktivität eines Muskels angesehen werden (Freiwald, Baumgart und Konrad, 2007). In der vorliegenden Messung handelt es sich um das gleichgerichtete, summierte, integrierte und über die Messdauer der exzentrischen Landephase gemittelte Oberflächen – EMG. Die Bestimmung der Muskelaktivierung erfolgte nach den SENIAM-Richtlinien (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000) für den Oberschenkel mit den Muskeln M. vastus lateralis, m. rectus femoris (Repräsentanten der ventralen Oberschenkelmuskulatur) und M. biceps femoris (Repräsentant der dorsalen Oberschenkelmuskulatur), sowie für die Hüftmuskulatur mit den Mm. glutei maximus und medius, sowie dem M. adductor magnus. Die genaue Elektrodenapplikation zu diesen Muskeln ist in Abbildung 55 dargestellt.

⁶⁶ Surface Electromyography: SEMG

⁶⁷ Depolarisationszone: Die Umkehrzone des elektrischen Potentials. Diese entspricht einer Größe von 1-3mm² und läuft mit einer Geschwindigkeit von 2-6m/s entlang der Muskelfaser.

⁶⁸ Als bedeutendste Einflussgrößen werden die Amplituden- und Frequenzparameter definiert, welche die Rekrutierung und Frequentierung motorischer Einheiten erfassen (Moritani, 2003).

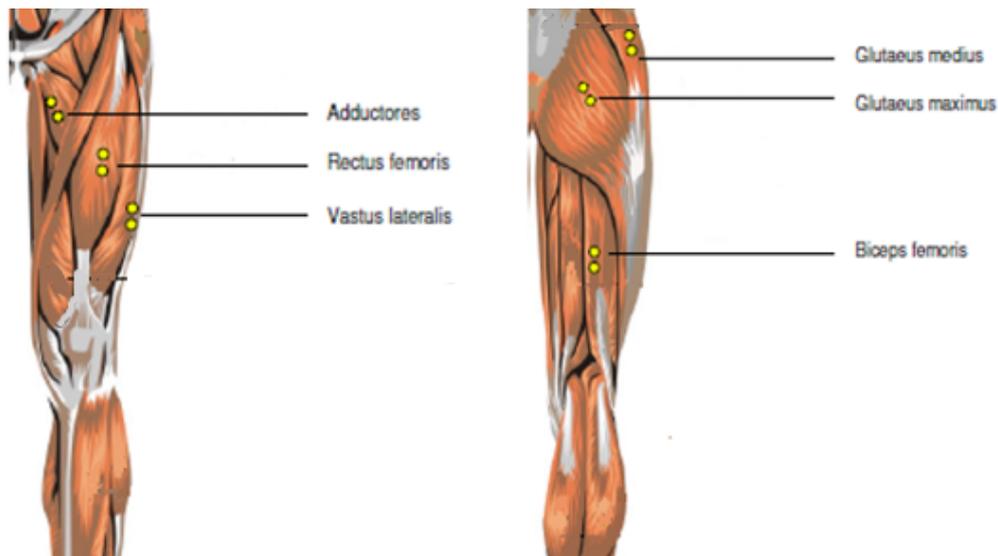


Abbildung 55: Elektrodenapplikation: Position der Elektroden auf den relevanten Muskeln der unteren Extremitäten (Konrad, 2005).

Die Mm. glutei medius und maximus sowie der M. adductor magnus wurden stellvertretend für die Abduktoren, Außenrotatoren und Adduktoren der Hüfte und ihrer Bedeutung hinsichtlich ihrer stabilisierenden Funktion (vgl. Kap. 2.1.2.3) ausgewählt. Außerdem spricht für die Einbindung in das Messverfahren die gute Erreichbarkeit und Ableitungsfähigkeit für SEMG Messungen.

Entsprechend wurde der M. rectus femoris stellvertretend für die Extensoren des Kniegelenks betrachtet. Sein überwiegender Anteil an FT-Fasern macht ihn zu einem schnellkräftigen Muskel, der den explosiven einbeinigen Abdruck bei vertikalen und lateralen Sprungmanövern ermöglicht. Die drei Vastii (M. vastus medialis, M. vastus intermedius und M. vastus lateralis) weisen eine Dominanz von ST-Fasern auf, weshalb sie überwiegend isometrische Haltearbeit verrichten und stabilisierend wirken. Der M. vastus lateralis stellt dabei den kräftigsten der drei Muskel dar. Die ischio-crurale Muskulatur wird wegen ihrer Sehnenansatzstellen auch als Gegenspieler zum M. vastus quadriceps femoris angesehen und wirkt dem tibialen Vorschub entgegen. Die dadurch gegebene protektive Wirkung für die Kniegelenksstabilität ist in dieser Forschungsarbeit von Interesse. Als kräftigster Stellvertreter wurde hierfür der M. biceps femoris betrachtet.

Die neuromuskuläre Aktivität wurde mit selbstklebenden Oberflächenelektroden (Dual Electrode, Noraxon, Scottsdale, Arizona, U.S.A) erfasst, die einen Elektrodenabstand von 1,75 cm aufweisen. Jede Elektrode ist über ein kurzes Kabel mit einem Transmitter (DTS Lossless EMG Sensor, Noraxon, Scottsdale, Arizona, U.S.A.) verbunden, welcher eine Übertragungreichweite der Echtzeitdaten von bis zu 30 Metern gewährleistet. Die Elektroden verfügen an der Kontaktfläche über ein Kontaktgel, das die Leitfähigkeit verbessert. Die entsprechenden Hautkontaktstellen wurden mittels Haarentfernung präpariert. Anschließend erfolgte ein leichtes Anrauen der

Haut mit Sandpapier (Körnung > 220) und ein Entfetten und Trocknen mit Isopropyl (Gruber, Taube, & Gollhofer, 2009). Mittels eines digitalen Multimeters (Votcraft, VC130-1) wurde der Hautwiderstand an der geklebten Elektrode überprüft. Dieser sollte bei einer Einstellung von 20k den Wert von 5k Ω nicht übersteigen (Freiwald, Baumgart & Konrad, 2007), um optimale Voraussetzungen für die Datenaufnahme sicherzustellen. Die Transmitter haben eine Größe von 3,4cm x 2,4cm x 1,4cm und ein Gewicht von 14 Gramm (vgl. Abbildung 56). Durch eine kabellose Funkübertragung sowie die beschriebenen Ausmaße sowie geringes Gewicht der Transmitter wurde eine gute Bewegungsfreiheit der Probanden gewährleistet.

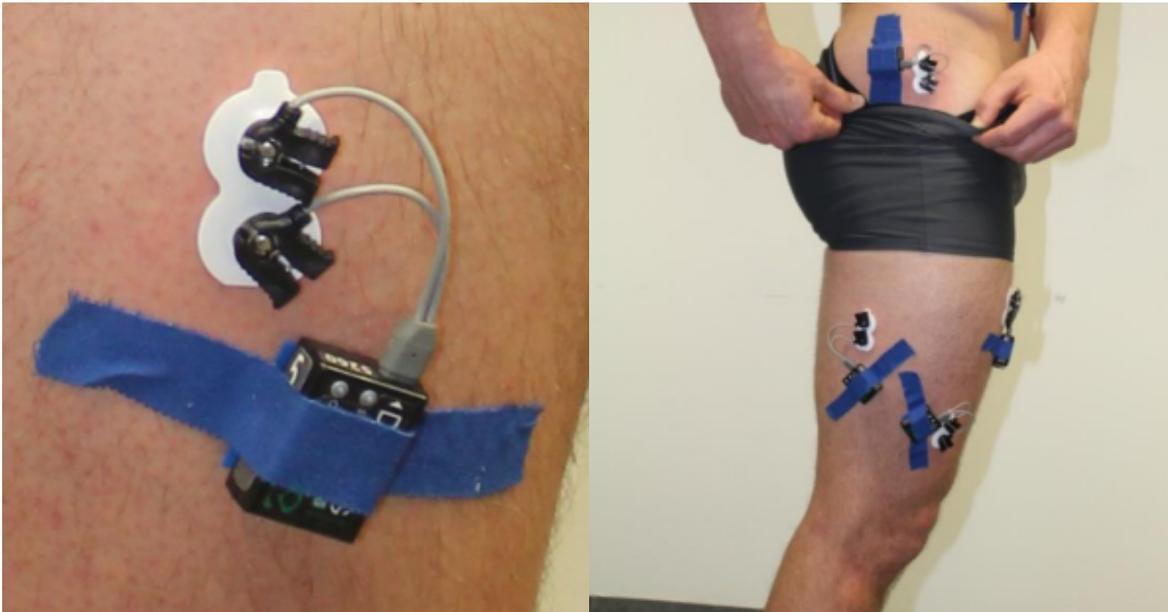


Abbildung 56: Beispielhafte Elektrodenapplikation bei einem Probanden. Abgebildet sind die Elektroden (weiß), Transmitter (schwarze Box) und Verbindungskabel (grau). Der Transmitter ist als redundante Sicherung mit einem Tape-Streifen fixiert (eigene Darstellung).

Die übertragenen Daten wurden von einer zentralen Station (DTS Desk Receiver, Noraxon, Scottsdale, Arizona, U.S.A.) empfangen und synchron mit den kinematischen und kinetischen Daten auf einem Zentralrechner gespeichert. Somit entfällt die zur Messung sonst übliche zweite AD Konvertierung via analoger Messkarte. Es wurden ausschließlich die Daten des rechten Beins erhoben, das heißt, es wurde jeweils nur das rechte Bein des Probanden mit Elektroden und Transmittern beklebt. Die Daten der Oberflächenelektromyographie wurden automatisch in Visual 3D integriert und können dort zusammen mit den kinematischen und kinetischen Parametern direkt in ein gewünschtes statistisches Analyseprogramm exportiert werden. Die SEMG-Rohdaten wurden in der Weiterverarbeitung über einen Hoch- und Tiefpassfilter (10Hz bzw. 6Hz Butterworth Filter 2. Ordnung) geglättet sowie gleichgerichtet (RMS-Envelope⁶⁹).

⁶⁹ RMS Envelope: Der Root Mean Square Wert repräsentiert die mittlere Leistung des EMG Signals. Dieser wird als standardmäßiger Glättungsalgorithmus verwendet (Basmajian & De Luca, 1985); De Luca (1997).

Spezifizierung der neuromuskulären Parameter

Eine Vielzahl von Verletzungen der unteren Extremität treten innerhalb der ersten 150ms nach initialem Bodenkontakt auf (Ashton-Miller et al., 1996). Diese Erkenntnis deckt sich mit Ergebnissen von Pflum et al. (2004) und Koga et al. (2010) sowie Pilotstudien zu der vorliegenden Arbeit (Ebel & Stark, 2016)⁷⁰, welche maximal auf das Kniegelenk wirkende Kräfte 40ms bzw. 43ms nach initialem Bodenkontakt ermitteln konnten. Ebenso geht aus den vorliegenden Daten dieser Studie hervor, dass maximale medio-laterale Kräfte, aber vor allem auch Gelenksexkursionen sowie -momente in der frühen, exzentrischen Landephase der Bodenkontaktzeit auftreten. Somit wurde in der Betrachtung der Kniegelenksstabilität die neuromuskuläre Kontrolle und Aktivierung in diesem Intervall der exzentrischen Landephase analysiert⁷¹ (vgl. Abbildung 57).

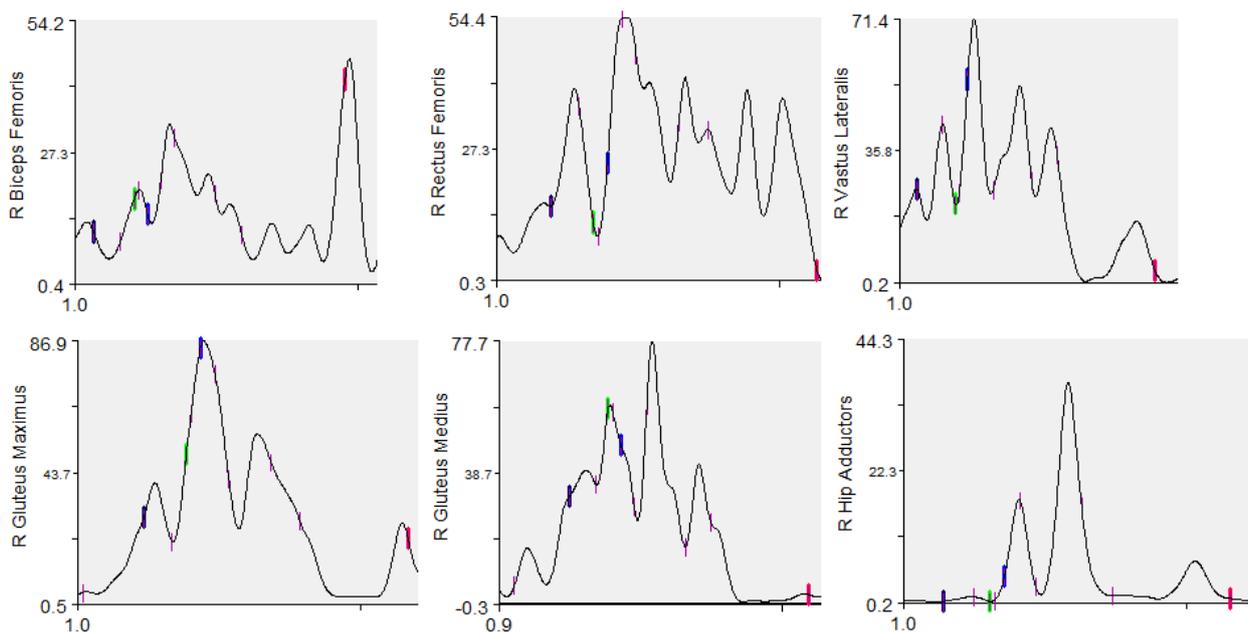


Abbildung 57: Beispielhafte Darstellung eines Probanden bei einem unilateralen Drop-Jump aus 15cm Höhe. IEMG aller abgeleiteter Mm.: geglättet, gleichgerichtet und normalisiert. Intervall: initialer Bodenkontakt (dunkelblauer Marker) – Ende exzentrische Landephase (roter Marker). Blauer bzw. grüner Marker: Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion bzw. des maximalen medio-laterale Gelenkmoments. Ordinate: [%] MVC; Abzisse: [ms] Dauer der Stützphase (eigene Darstellung).

Das integrierte SEMG Signal enthält als Information sowohl die Amplitude (Rekrutierung motorischer Einheiten) als auch die Frequenz (Frequenzierung der motorischen Einheiten) und entspricht der Gesamtaktivität des abgeleiteten Muskels (Einheit: Volt-Sekunde [Vs]). Zur Vergleichbarkeit der IEMG Daten wurden die SEMG Daten in einem vorherigen Schritt in Visual3D auf das MVC⁷² normalisiert (Einheit: Prozent

⁷⁰ Masterarbeit, die im Rahmen der Studie vorangeschaltet und von Christoph Zangerl angeleitet und mit betreut wurde.

⁷¹ Programmierung des IEMG Intervalls in Visual3D: Metric_Signal_Value_At_Event.

⁷² Zur Vergleichbarkeit der muskulären Aktivität während des integrierten Zeitintervalls wird eine einheitliche Bezugsnorm geschaffen. Diese Bezugsnorm wird durch die maximal willkürliche Kontraktionsfähigkeit (MVC)

[%]). Bei der Berechnung wurden die gemittelten Werte aus drei Versuchen je Belastungsform und -stufe zugrunde gelegt.

3.3.4 Maximalkraft

Die Erhebung der Maximalkraft wurde in zwei Messvorrichtungen vorgenommen. Nach Güllich und Schmidtbleicher (1999) stellt die Maximalkraft die Basis für die weitere Strukturierung der Kraftfähigkeiten, Schnellkraft und Kraftausdauer dar. Das Ausprägungsniveau der Maximalkraft, in dem sich das willkürlich aktivierbare Kraftpotential widerspiegelt, bestimmt unter anderem entscheidend die Ausprägung der Schnellkraft (Schlumberger & Schmidtbleicher, 2004). In der vorliegenden Arbeit wurde die Maximalkraft in ihrer statischen Form gemessen, welche größer ist als die dynamische Maximalkraft (Ungerer, 1973). In dieser Form gibt sie den Ist-Zustand der Muskelkraft des jeweiligen Muskels wieder (Hollmann & Hettinger, 2000). Die Messung der Maximalkraft erfolgte für die Streckerkette der unteren Extremität in einem Kraftmessstuhl. Für die Kraftfähigkeit der hüftabduzierenden, -adduzierenden und rotatorisch wirkenden Muskelgruppen kam eine Wandkonstruktion zum Einsatz. Beide Geräte wurden unter Leitung von Prof. Dr. Arne Güllich im Fachgebiet Sportwissenschaft der TU Kaiserslautern konzipiert, gebaut und evaluiert.

„Kräfte werden erst dann sichtbar, wenn zwei Körper aufeinander wirken. Das dritte Newton'sche Axiom bildet die Grundlage jeder Kraftmessung. Erst durch Aktion und Reaktion können die Maße der Kraftwirkungen bestimmt werden“ (Wick, 2009, S.142).

Um innere Kräfte messen zu können, muss wie in dem vorliegenden Prinzip von Wick (2009) eine Kraft gegen einen Gegenstand aufgebaut werden. In beiden Messgeräten findet eine Kraftmessplatte Verwendung, deren Funktionsweise auf Piezokristallen basiert⁷³. Der Piezo-Kraftsensor besteht aus Elektroden, die auf dem piezoelektrischen Material aufgebracht werden (vgl. Abbildung 58). Dadurch entsteht ein elektrisches Feld, das durch mechanische Krafteinwirkung eine Spannung an den Elektroden bewirkt. Bei der Verformung der Piezokristalle wird jedoch nur eine geringe elektrische Ladung freigesetzt. Durch Summation der Ladungsänderung kann die elektrische Spannung gemessen werden (Wick, 2009). Das Spannungssignal wird als Kraft-Zeit-Kurve aufgezeichnet. Die elektrische Spannung nimmt proportional zur Krafteinwirkung zu (Wollny, 2010).

während einer standardisierten Messung des rechten Beins charakterisiert ($\approx 100\%$ MVC). Die Muskelaktivität wird somit in der vorliegenden Studie als Prozentwert des Referenzmaßes (% von MVC) dargestellt.

⁷³ In der Bewegungswissenschaft sind Messinstrumente mit Dehnungstreifen oder Piezokristallen zur Analyse der auftretenden Kräfte an der Körperperipherie übliche Verfahrenstechniken (Wollny, 2010).

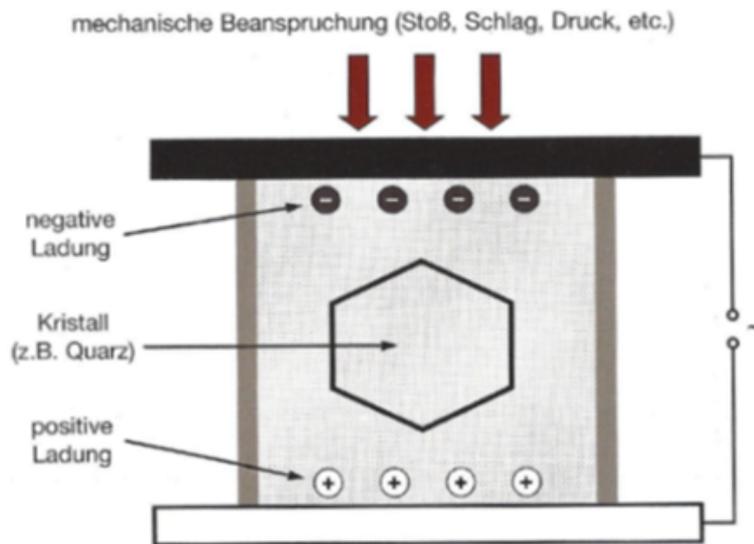


Abbildung 58: Piezo-Kraftaufnehmer (Wick, 2009, S.144).

Die Messungen wurden über das Programm DASyLab® 10 (Data Acquisition System Laboratory) gesteuert. Für die Messungen mit DASyLab® ist die Maximalkraft F_{\max} definiert als die höchste Krafteinwirkung auf die Kraftmessplatte, die über den Vordruck hinaus in einem Messzeitraum von drei Sekunden aufgebracht wird. Die Einheit ist Newton [N].

Hüftbezogenen Kraftmessung

Für die Messungen der Kraftfähigkeiten der Ab- und Adduktion sowie Rotation wurden für jeden Probanden die Geräteeinstellungen den anthropometrischen Gegebenheiten angepasst (vgl. Abbildung 59). Die Höhe der Auflagebank wurde so adjustiert, dass Knie- und Hüftgelenk einen Flexionswinkel von 90° aufweisen⁷⁴. Die Befestigungen für die Kraftmessplatte und den Widerlagerblock sind auf einer Schiene längsseitig einstellbar, um das Knie- und Sprunggelenk mittig zu positionieren. Der Proband wurde mit einem Gurt fixiert und je nach Körperproportionen wurden Hohlräume mit Kunststoffblöcken ausgefüllt. Zudem verschränkte der Proband die Arme und streckte das wandferne Bein mit flektiertem Sprunggelenk gerade aus. Dem Probanden wurde verbal erläutert und taktil veranschaulicht, wogegen er drücken soll und was als Widerlager anzuwenden ist. Vor der eigentlichen Messung erfolgte eine Probemessung mit submaximaler Intensität, um den Druckpunkt für den Probanden zu bestimmen. Für alle vier Belastungsformen wurden je drei Messungen bei einer Pausenzeit zwischen zwei Messungen von 30 sec. durchgeführt.

⁷⁴ Die Messung fand auf dem Rücken liegend und bei 90° Beugung des Hüft- und Kniegelenks statt, um einer Einflussnahme des Körpergewichts oder Teilssegmenten entgegenzuwirken (Daniels, Hislop, Montgomery, & Worthingham, 2007; Kirsch et al., 2011).



Abbildung 59: Proband bei der isometrischen Hüftkraftmessung (eigene Darstellung).

Kraftmessung der Streckerkette

Zur Messung der Krafftigkeiten mit dem Kraftmessstuhl waren ebenso standardisierte Winkeleinstellungen für alle Probanden obligatorisch. Mit Hilfe von Schablonen wurden individuell der Knieflexionswinkel von 120° und der Hüftflexionswinkel von 80° eingestellt (Güllich, 2012). Die Arme wurden vor der Brust verschränkt, um keine zusätzliche Hubarbeit auf die untere Extremität übertragen zu können. Das testfreie Bein ist frei in der Luft positioniert, um auch hier keine assistive Kraftleistung zu generieren (vgl. Abbildung 60).



Abbildung 60: Proband bei der isometrischen Kraftmessung der Streckerkette (eigene Darstellung).

Jedes Bein wurde einzeln und abwechselnd gemessen. Pro Bein wurden drei Messungen durchgeführt, wobei 30 sec. Pause zwischen zwei Messungen liegen. Vorab erfolgte eine Probemessung (siehe hüftbezogene Kraftmessung).

3.4 Statistische Datenverarbeitung

Vor der eigentlichen statistischen Verarbeitung der Daten wurden diese aus dem Programm visual 3 D als txt. Dateien in Microsoft excel importiert. Mit Hilfe von Microsoft excel wurde der umfangreiche Datensatz vorstrukturiert, um eine übersichtliche statistische Bearbeitung mit dem Softwarepaket SPSS 24.0® (IBM Corp.) durchzuführen. Die Daten wurden codiert und auf fehlende oder fehlerhafte Werte untersucht.

Voraussetzungen

Prüfung von Unterschieden: Um die Voraussetzungen der Verwendung parametrischer Testverfahren zu gewährleisten, wurden die intervallskalierten Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-Test auf ihre Abweichung von der Normalverteilung hin überprüft. Ergaben sich keine Hinweise auf eine Abweichung zur Normalverteilung⁷⁵ konnten parametrische Signifikanz-Tests zur Überprüfung von Unterschieden verwendet werden.

Prüfung von Zusammenhängen: Um die in dieser Studie angewandten Verfahren zur Untersuchung von Zusammenhängen durchführen zu können, wurden die intervallskalierten Daten bezüglich der erforderlichen Voraussetzungen auf Basis der Gauss-Markov-Annahmen hin geprüft:

- Linearität des Zusammenhangs: Zwischen den beteiligten Variablen kann mittels multipler Regressionsanalyse nur eine lineare Beziehung gefunden werden. Besteht keine lineare Beziehung, wird die Stärke des Zusammenhangs unterschätzt. Mittels eines partiellen Regressionsdiagramms wurden die Prädiktoren jedes Modells überprüft.
- Unabhängigkeit der Residuen: Die Fehlerterme einzelner Variablen dürfen nicht miteinander in einem Zusammenhang stehen, d.h. es darf keine Autokorrelation auftreten. Hierfür wurde zunächst per Streudiagramm eine visuelle Musterüberprüfung durchgeführt und schließlich in der Modellzusammenfassung die Durbin-Watson-Statistik berücksichtigt⁷⁶.

⁷⁵ Alle abhängigen Variablen weisen gemäß Kolmogorov-Smirnov-Test eine Normalverteilung auf ($p > .05$).

⁷⁶ Die Ausprägung der Statistik bewegt sich zwischen den Werten 0-4, wobei der Wert „2“ unabhängige Fehlerterme definiert und davon nicht mehr als $\pm 0,5$ abgewichen wurde.

- Normalverteilung der Residuen: Die Residuen sollen im Fall einer interferenzstatistischen Berechnung näherungsweise normalverteilt sein, um die Interpretierbarkeit des jeweiligen Modells zu gewährleisten (Lumley, Diehr, Emerson, & Chen, 2002). Per Histogramm der standardisierten Residuen sowie eines P-P-Plots wurde diese Voraussetzung visuell überprüft.
- Multikollinearität: Wenn mehrere Prädiktoren stark untereinander korrelieren kann es zu ungenauen Berechnungen der Regressionsparameter kommen. Außerdem kann die Prädiktoraufnahme in das Rechenmodell beeinflusst werden oder es besteht Unklarheit, ob eine Variable redundant bzw. tatsächlich zur Varianzaufklärung geeignet ist. Um dies zu vermeiden, wurden im Bereich der Koeffiziententabelle die Werte der Toleranz- ($\geq 0,10$) sowie Varianzinflationsfaktor (≤ 10) kontrolliert.
- Homoskedastizität: Für die Prädiktoren muss Varianzgleichheit vorliegen, um eine Verzerrung des Regressionsmodells auszuschließen. Wie bei der Prüfung der Unabhängigkeit der Residuen wurde visuell per Streudiagramm kontrolliert, ob eindeutige Muster auf Heteroskedastizität hinweisen⁷⁷.

Statistische Verfahren

Studienteil 1 und 2:

Als erster Schritt wurde mittels abhängiger t-Tests analysiert, ob es Unterschiede zwischen den verschiedenen Belastungsstufen hinsichtlich der auftretenden Bodenreaktionskräfte sowie der Sprunghöhe und Kontaktzeiten gibt. Zusätzlich wurden Pearson-Korrelationsverfahren verwendet, um Zusammenhänge zwischen den Bodenkontaktzeiten und den auftretenden vertikalen- und medio-lateralen Bodenreaktionskräften zu ermitteln (vgl. Kap. 4.1).

Im zweiten Schritt galt es zu prüfen, ob sich die unterschiedlichen Belastungsstufen hinsichtlich der kinematischen, kinetischen sowie neuromuskulären Parameter unterscheiden. Hier wurden wiederum abhängige t-Tests verwendet. Neben den Unterscheidungen innerhalb jeder Belastungsform gemäß ihrer Belastungsstufen wurden auch die Mittelwerte der einzelnen Belastungsformen (Drop jump bilateral, Drop jump unilateral, Landung unilateral und Lateralsprung) auf Unterschiede hin geprüft (vgl. Kap. 4.1). Das Signifikanzniveau wurde mit einem α -Niveau von $p \leq .05$ definiert.

⁷⁷ Mangelnde Varianzgleichheit oder Heteroskedastizität weisen an unterschiedlichen Stellen eine höhere bzw. niedrigere Datenpunktdichte auf und ergeben Trichter- oder Rautenmuster im Streudiagramm.

Für die Einordnung zwischen den Belastungsformen und Belastungsstufen wurden Relationszeichen (<, >) verwendet⁷⁸. Der Bezug innerhalb einer Belastungsform wurde zur besseren Kenntlichkeit mit dem Rautezeichen (#) markiert. Die Ergebnisdarstellung erfolgt als Mittelwert \pm Standardabweichung.

Im dritten Schritt der Datenanalyse wurde unter Annahme von Einflüssen der Hüftkinematik und -kinetik auf die Kniekinematik geprüft, inwieweit die unabhängigen Variablen der Hüftkinematik- und -kinetik (Prädiktoren⁷⁹) die abhängigen Variablen der Kniekinematik (Kriterien) in je multivariater Interaktion aufklären (vgl. Kap. 4.2).

- Jeweiliges Kriterium: Maximale Knieabduktion, maximale Knierotation, medio-laterale Knieschlackerbewegung.
- Prädiktoren: Hüftgelenkexkursionen und -antriebe (Frontal-, Sagittal- und Transversalebene).

Um die Güte der jeweiligen Regressionsmodelle zu bestimmen, wurde in der übergeordneten Zusammenfassung R-Quadrat sowie das korrigierte R-Quadrat angegeben⁸⁰. Die Signifikanz des Modells ($p = .05$) wurde per ANOVA dargestellt, wobei durch den angewandten F-Test geprüft wurde, ob das Gesamtmodell einen Erklärungsbeitrag leistet.

In der Betrachtung der einzelnen Prädiktoren wurden die standardisierten Koeffizienten (Betagewichte) angegeben, um einen direkten Wertevergleich der Prädiktoren zu ermöglichen. Um zu prüfen, ob ein linearer Zusammenhang vorliegt und die Prädiktoren sich für eine Vorhersage eignen, wurde die Signifikanz angegeben ($p < .05$). Durch die Angabe der Effektstärke unter der Verwendung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson (r) kann die Bedeutsamkeit der Ergebnisse eingestuft werden⁸¹. Die Einteilung orientiert sich nach Cohen (1988, 1992): $r = .10$ entspricht einem schwachen Effekt, $r = .30$ einem mittleren Effekt, $r = .50$ einem starken Effekt.

⁷⁸ Unterschied der Belastungsformen: DBB Drop Jump beidbeinig, DEB Drop Jump einbeinig, LD Landung, LJ Lateral Jump; *, ** ($p < .05$ bzw. $p < .01$). > (<) Unterschied in Bezug zu einer jeweils anderen Belastungsform. „ALL“ kennzeichnet einen Unterschied zu allen drei anderen Belastungsformen.

⁷⁹ Vorgehensweise SPSS: Die Prädiktoren wurden manuell (Einschluss) in das jeweilige Modell aufgenommen. Reihenfolge: Hüftabduktion, -innenrotation, -flexion.

⁸⁰ R^2 bzw. korrigiertes R^2 können Werte zwischen 0 und 1 annehmen. Je höher der Wert, desto besser ist die Erklärungskraft des Modells.

⁸¹ Zur vertieften Betrachtung von Cohens Effektstärken sei an dieser Stelle auf Fröhlich & Pieter (2009) hingewiesen. Die Autoren postulieren, dass für die praktische Relevanz u.a. der Untersuchungskontext sowie die Spezifika der jeweiligen Forschungsdisziplin zu berücksichtigen sind.

Studienteil 3:

In diesem Studienteil wurden zur Ermittlung der Veränderungen im Pre-Post Vergleich abhängige t-Tests gerechnet. Die abhängigen Variablen wurden zunächst innerhalb der Interventionen „koordinatives Sprungtraining“ sowie „apparatives Krafttraining“ verglichen und graphisch dargestellt (vgl. Kap. 4.3):

- Maximalkraftwerte der unteren Extremität
- Impulsänderung: Hüftrotation und -Abduktion
- Kinematik: Knieabduktions- und Rotationswinkelexkursionen, Hüftrotationswinkelexkursionen
- Neuromuskuläre Parameter: Aktivierungsverhalten der dorsalen Hüftmuskulatur sowie der vorderen und hinteren Oberschenkelmuskulatur

Das Signifikanzniveau sowie die Klassifizierung wurden analog zu den gepaarten t-Tests im Studienteil 1 angewandt.

Um die Interventionsprogramme „koordinatives Sprungtraining“ und „apparatives Krafttraining“ auf Unterschiede zu prüfen, wurden einfaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung (α -Niveau von $p \leq .05$) durchgeführt. Die berechneten Differenzwerte (Pre- zu Post) sind in Prozent angegeben.

4 Ergebnisse

4.1 Variation der Knie- und Hüftkinematik, -kinetik und der neuromuskulären Aktivierung bei unterschiedlichen Belastungen

Im folgenden Kapitelabschnitt werden die Ergebnisse des ersten Studienabschnitts, der Querschnittsanalyse, dargestellt. Die Aufteilung der Ergebnisse ergibt sich aus den drei Beobachtungsmerkmalen Kinematik, Kinetik sowie der neuromuskulären Aktivierung in Abhängigkeit der Sprung- und Landebedingungen und deren Belastungsstufen. Dabei findet folgende Klassifizierung durchgehend Anwendung und wird als Distanz ausgewiesen:

- Belastungsstufe „S“: geringste Fallhöhe bzw. Sprungdistanz
- Belastungsstufe „M“: mittlere Fallhöhe bzw. Sprungdistanz
- Belastungsstufe „L“: größte Fallhöhe bzw. Sprungdistanz

Allgemeine Kennwerte der Belastungsstufen:

Sprunghöhe

Während der Stützphase wurden für bi- und unilaterale Drop Jumps⁸² die Sprunghöhen ermittelt (vgl. Tabelle 6). Für DBB nimmt die Sprunghöhe mit der Höhe der Belastung signifikant ($p < .01$) innerhalb der Belastungsform zu. Im Mittelwert ist die Sprunghöhe signifikant größer ($p < .01$) als bei DEB. Innerhalb der DEBs zeichnet sich eine signifikant geringere Sprunghöhe ($p < .05$) bei der höchsten Belastung gegenüber der mittleren und kurzen Distanz ab.

Bodenkontaktzeit

Die Bodenkontaktzeit für DBB verringerte sich signifikant ($p < .05$) mit der Höhe der Belastung (vgl. Tabelle 6). In der Belastungsform DEB erhöhte sich die Kontaktzeit signifikant von der höchsten zur mittleren Belastung. Für die Belastungsform Lateral Jump⁸³ sind signifikant längere Kontaktzeiten ($p < .01$) mit jeder steigenden Belastungsstufe zu erkennen. Im mittleren Vergleich der Belastungsformen untereinander sind bei LJ signifikant längere Kontaktzeiten ($p < .01$) als bei DBB und DEB beobachtbar. DBB hat die kürzeste Kontaktzeit, auch signifikant kürzer als DEB ($p < .01$).

⁸² Nachfolgend werden folgende Abkürzungen verwendet: DBB (bilateraler Drop Jump), DEB (unilateraler Drop Jump)

⁸³ Nachfolgend werden folgende Abkürzungen verwendet: LJ (Lateral Jump)

Vertikale Bodenreaktionskräfte

Vertikale Bodenreaktionskräfte nahmen für DBB ($p < .05$) sowie für einbeinige Landungen⁸⁴ ($< .01$) signifikant zwischen kleiner und großer Belastung zu (vgl. Tabelle 6). Innerhalb der Belastungsform LJ drückte sich die vertikale Bodenreaktionskraft mit steigender Belastung signifikant geringer (L: $p < .01$, M: $p < .05$) aus. DEB unterschied sich nicht signifikant hinsichtlich der vertikalen Bodenreaktionskräfte zwischen den Belastungsstufen.

Im mittleren Vergleich der Belastungsformen verzeichnete DEB signifikant höhere ($p < .01$) vertikale Bodenreaktionskräfte als die restlichen drei Belastungsformen. DBB sowie LD wiesen im Mittel signifikant höhere ($p < .05$) vertikale Bodenreaktionskräfte auf als LJ.

Medio-laterale Bodenreaktionskräfte

Medio-laterale Bodenreaktionskräfte erreichten in keiner Belastungsform signifikante Unterschiede bezüglich ihrer Belastungsstufen (vgl. Tabelle 6). Allerdings unterschieden sich die Belastungsformen im mittleren Vergleich deutlich. Mit Abstand die höchsten ($p < .01$) medio-lateralen Bodenreaktionskräfte gegenüber der restlichen drei Belastungsformen erfuhren die lateralen Sprünge. Die unilateralen Belastungsformen DEB und LD hatten im Vergleich zu DBB ebenfalls signifikant höhere (DEB: $p < .01$; LD: $p < .01$) medio-laterale Bodenreaktionskräfte zu tragen.

In Tabelle 7 wird ersichtlich, dass bei der Belastungsform DBB die Bodenkontaktzeiten zu allen Belastungsstufen signifikant negativ mit den vertikalen und medio-lateralen Bodenreaktionskräften korrelieren. Je länger die Stützphase während des Bodenkontakts ist, desto geringer fielen sowohl die vertikalen als auch medio-lateralen Bodenreaktionskräfte aus.

Bei den unilateralen Belastungsformen zeichnete sich ein inkonsistenteres Bild ab. Unter den Belastungsstufen S und L ergaben sich für die lateralen Sprünge signifikant negative Zusammenhänge mit mittleren und starken Effekten für vertikale und medio-laterale Bodenreaktionskräfte.

Für unilaterale Drop Jumps wurden für die Belastungsstufen S und M signifikant negative Zusammenhänge bei mittlerem bzw. starkem Effekt zwischen der Bodenkontaktzeit und der vertikalen Bodenreaktionskraft errechnet. Einzig bei der Belastungsstufe M war bezüglich der medio-lateralen Bodenreaktionskraft ein negativ signifikanter Zusammenhang mit einem mittleren Effekt zu beobachten.

⁸⁴ Nachfolgend werden folgende Abkürzungen verwendet: LD (einbeinige Landung)

Tabelle 6: Sprunghöhen, Bodenkontaktzeiten sowie mittlere vertikale und medio-laterale Bodenreaktionskräfte während vier unterschiedlichen Sprungbedingungen zum Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion [Winkel °].

Belastungsform	Stufe	Sprunghöhe [cm]	Unterschied der Belastungsform	Bodenkontaktzeit [s]	Unterschied der Belastungsform	vertikale GRF [N]	Unterschied der Belastungsform	Medio-laterale GRF [N]	Unterschied der Belastungsform
Drop Jump BB	S	23,75±6,24#		0,25±0,05*		1302±532#		107±76	
	M	25,02±5,55**	** > DEB	0,24±0,04#	** < DEB, LJ	1392±620	** < DEB, ** > LJ	112±78	** < LD, LJ, ** < DEB
	L	25,74±5,76**		0,23±0,04#		1509±495*		135±76	
Drop Jump EB	S	13,34±3,33*		0,30±0,04		1945±426		160±67	
	M	13,03±2,95*		0,29±0,04#	** > DEB, ** < LJ	2024±556	** > ALL	141±64	** > DEB, ** < LJ, ** < LD
	L	12,23±3,31#		0,31±0,04**		2078±384		171±78	
Landung EB	S	k.A.		k.A.		1301±329#		186±62	
	M	k.A.		k.A.		1339±332#	** > LJ, ** < DEB	173±57	** > DEB, ** > DEB, ** < LJ
	L	k.A.		k.A.		1545±386**		199±73	
Lateral Jump EB	S	k.A.		0,43±0,10#		1304±383**, *		670±189	
	M	k.A.		0,50±0,10**, #	** > DEB, DEB	1195±287**, #(*)	** < ALL	674±164	** > ALL
	L	k.A.		0,61±0,12**		1055±280# (***)		628±210	

BB: bilateral; EB: unilateral; Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz; GRF: Ground Reaction Force.

Signifikanz innerhalb der Belastungsform (S, M, L): *p < 0,05 (bzw. p < 0,01**) kennzeichnet einen signifikanten Unterschied. Das Rautenzeichen (#) kennzeichnet den Bezug.

Unterschied der Belastungsformen: DEB Drop Jump beidbeinig, DEB Drop Jump einbeinig, LD Landung, LJ Lateral Jump. (>) größer, (<) kleiner.

Probanden: n = 32

4 Ergebnisse

Tabelle 7: Zusammenhänge zwischen der Bodenkontaktzeit sowie der vertikalen und medio-lateralen Bodenreaktionskräfte.

Belastungsform	Distanz	Bodenkontaktzeit: Korrelation nach Pearson	
		vertikale GRF	Medio – laterale GRF
Drop Jump BB	S	$r = -.630^{**}$	$r = -.648^{**}$
	M	$r = -.692^{**}$	$r = -.378^*$
	L	$r = -.398^*$	$r = -.486^{**}$
Drop Jump EB	S	$r = -.558^{**}$	$r = -.349$
	M	$r = -.322$	$r = -.401^*$
	L	$r = -.471^{**}$	$r = -.020$
Landung EB	S	k.A.	k.A.
	M	k.A.	k.A.
	L	k.A.	k.A.
Lateral Jump EB	S	$r = -.539^{**}$	$r = -.544^{**}$
	M	$r = -.297$	$r = -.291$
	L	$r = -.386^*$	$r = -.437^*$

BB bilateral, EB unilateral, S kleine Höhe/Distanz, M mittlere Höhe/Distanz, L große Höhe/Distanz, GRF Ground Reaction Force.

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Probanden: $n = 32$

4.1.1 Kinematische Parameter

Ausprägung der Kniegelenkexkursionen bei unterschiedlichen Belastungsformen und -stufen:

Knieabduktion

Für die Knieabduktion war in allen Belastungsformen eine Erhöhung des Abduktionswinkels mit zunehmender Belastungsstufe zu beobachten (vgl. Tabelle 8). Einzig in der Belastungsform Lateral Jump war der Abduktionswinkel für die Belastung „L“ signifikant größer als die Belastung „S“ ($p < .01$).

Die Belastungsformen unterschieden sich untereinander in der Erhöhung des Knieabduktionswinkels in der dargestellten Reihenfolge: Drop Jump DBB < Drop Jump DEB < Landung LD < Lateral Jump LJ. Für die Belastungsformen DEB, LD und LJ konnte ein signifikanter Unterschied gegenüber DBB errechnet werden ($p < .01$).

Knierotation

Für die Knierotation wurde in den Belastungsformen Drop Jump beidbeinig sowie Landung einbeinig mit zunehmender Belastungsstufe eine Erhöhung der Innenrotation festgestellt (vgl. Tabelle 8). Im Falle der einbeinigen Landung unterschieden sich die Parameter „M“ und „L“ jeweils signifikant von „S“ ($p < .01$).

Im Vergleich der Belastungsformen untereinander wurden bei beidbeinigen Drop Jumps im Mittel signifikant höhere Innenrotationsexkursionen gegenüber einbeinigen Landungen ($p < .05$) bzw. einbeinigen Drop Jumps ($p < .01$) errechnet. Einbeinige Landungen wiesen eine signifikant höhere ($p < .01$) Innenrotation als laterale Sprünge auf.

Knieflexion

Innerhalb der zwei Belastungsformen Drop Jump uni- und bilateral war jeweils eine Erhöhung der Knieflexion von der Belastungsstufe „S“ zu „L“ zu beobachten, wobei „M“ zu „S“ jeweils eine geringere Flexion verzeichnete (vgl. Tabelle 8). Mit der Belastungshöhe stieg der Flexionswinkel bei lateralen Sprüngen signifikant an ($p < .01$). Im Mittel wiesen die lateralen Sprünge signifikant ($p < .01$) größere Flexionswinkel auf als die drei anderen Belastungsformen.

Tabelle 8: Kniegelenkexkursionen zum Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion [Winkel °].

Belastungsform	Stufe	Abduktion Knie [Winkel °]	Unterschied der Belastungsform	Aussenrotation Knie [Winkel °]	Unterschied der Belastungsform	Flexion Knie [Winkel °]	Unterschied der Belastungsform
Drop Jump BB	S	8,93±5,93		-22,37±7,02		48,36±20,91	
	M	9,13±6,51	** < ALL	-22,19±7,04	** > LD; * > DEB	46,70±19,40	** < L
	L	9,35±6,59		-21,83±7,35		51,10±21,77	
Drop Jump EB	S	14,10±7,20		-25,51±9,06		52,03±13,85	
	M	14,11±7,29	** > DBB	-25,61±8,71	* < DBB	50,42±11,11	** < L
	L	14,38±7,84		-25,54±9,25		53,19±8,44	
Landung EB	S	14,56±6,62		-27,43±10,05#		49,06±8,49#	
	M	14,59±6,73	** > DBB	-26,03±9,65**	** < DBB; * > L	53,57±8,00**	** < L
	L	15,05±7,48		-25,47±9,97**		54,59±8,67**	
Lateral Jump EB	S	16,33±10,22#		-23,23±8,18		61,86±9,56	
	M	17,19±10,27	** > DBB	-24,19±8,57	* < LD	61,67±10,34	** > ALL
	L	18,17±10,56**		-24,33±9,08		63,09±14,02	

BB: bilateral; EB: unilateral; Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

Signifikanz innerhalb der Belastungsform (S, M, L): *p < 0,05 (bzw. p < 0,01**) kennzeichnet einen signifikanten Unterschied. Das Rautezeichen (#) kennzeichnet den Bezug.

Mittlerer Unterschied der Belastungsformen: DBB Drop Jump beidbeinig, DEB Drop Jump einbeinig, LD Landung, L Lateral Jump: (>) signifikant größer, (<) signifikant kleiner.

Probanden: n = 32

Ausprägung der Hüftgelenkexkursionen bei unterschiedlichen Belastungsformen und -stufen:

Hüftabduktion

Der Hüftabduktionswinkel bei einbeinigen Drop Jumps „S“ war signifikant geringer ($p < .01$) gegenüber der Belastungsstufe „M“ (vgl. Tabelle 9). Bei einbeinigen Landungen wurde ein signifikant geringerer ($p < .05$) Hüftabduktionswinkel für die Belastungsstufe „S“ gegenüber den Belastungen „M“ und „L“ errechnet.

Im Mittelwertvergleich verzeichneten die lateralen Sprünge signifikant höhere Hüftabduktionswinkel ($p < .01$) im Verhältnis zu den drei anderen Belastungsformen. Einbeinige Drop Jumps sowie einbeinige Landungen wiesen signifikant ($p < .01$) geringere abduzierende Gelenkexkursionen als beidbeinige Drop Jumps auf. Einbeinige Landungen verzeichneten signifikant geringere ($p < .01$) Abduktionswinkel als einbeinige Drop Jumps.

Hüftinnenrotation

Die innenrotatorische Winklexkursion nahm für beidbeinige Drop Jumps mit den Belastungsstufen zu, die Belastungsstufe „L“ verzeichnete signifikant höhere Innenrotationswinkel als „M“ ($p < .05$) bzw. „S“ ($p < .01$) (vgl. Tabelle 9). Für die unilateralen Drop Jumps und Landungen wurden die höchsten Winklexkursionen jeweils für die mittlere Belastungsstufe „M“ gemessen. Diese unterschieden sich jeweils signifikant bei DEB ($p < .05$) und LD ($p < .01$) von „S“. Bei lateralen Sprüngen trat innerhalb der Belastungsstufen bei „L“ gegenüber „S“ ($p < .05$) und „M“ ($p < .01$) die geringste Innenrotation des Hüftgelenks auf.

Im Vergleich der Mittelwerte zwischen den Belastungsformen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede.

Hüftflexion

Für die Belastungsstufe „M“ wurde in den Belastungsformen uni- und bilateraler Drop Jump sowie einbeiniger Landung jeweils die geringste Hüftbeugung gemessen (vgl. Tabelle 9). Signifikant größer war der Flexionswinkel in der Belastungsstufe „S“ des einbeinigen Drop Jumps gegenüber „L“ ($p < .01$) sowie „M“ ($p < .01$). In den lateralen Sprüngen stieg der Hüftbeugewinkel signifikant mit den Belastungsstufen: $L > M$ ($p < .05$) $> S$ ($p < .001$).

Die lateralen Sprünge wiesen im Mittelwert signifikant ($p < .01$) größere Hüftflexionswinkel auf als die drei anderen Belastungsformen.

Tabelle 9: Hüftgelenkexkursionen zum Zeitpunkt der maximalen Knieabduktion [Winkel °].

Belastungsform	Stufe	Abduktion Hüfte [Winkel °]	Unterschied der Belastungsform	Innenrotation Hüfte [Winkel °]	Unterschied der Belastungsform	Flexion Hüfte [Winkel °]	Unterschied der Belastungsform
Drop Jump BB	S	-4,30±4,79		10,94±9,04#(**)		38,79±14,58	
	M	-4,99±4,52	**> L, DEB; **< LD	11,33±8,52#(*)	ns	36,97±14,61	** < L
	L	-4,44±4,83		14,46±7,75**,*		38,39±15,36	
Drop Jump EB	S	-1,06±5,71**		13,90±6,96#		42,02±9,94**	
	M	-3,12±4,22#	**> L, DEB; **< LD	15,81±7,44**	ns	37,62±8,42#	** < L
	L	-2,39±4,77		14,88±8,50		37,63±7,14#	
Landung EB	S	1,71±4,74*		14,38±8,14#		41,01±8,40	
	M	0,01±4,71#	** > ALL	15,18±8,16*	ns	40,80±9,18	** < L
	L	-0,17±5,40#		14,23±7,93		41,03±9,34	
Lateral Jump EB	S	-13,13±7,47		15,95±10,68*		47,11±11,58#(**,*)	
	M	-14,22±7,18	** < ALL	17,16±10,08**	ns	49,61±13,43*,#	** > ALL
	L	-13,51±7,96		10,45±7,89#		54,63±14,95**	

BB: bilateral; EB: unilateral; Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

Signifikanz innerhalb der Belastungsform (S, M, L): *p < 0,05 (bzw. p < 0,01**) kennzeichnet einen signifikanten Unterschied. Das Rautezeichen (#) kennzeichnet den Bezug.

Mittlerer Unterschied der Belastungsformen: DEB Drop Jump beidbeinig, DBB Drop Jump einbeinig, LD Landung, LJ Lateral Jump: (>) signifikant größer, (<) signifikant kleiner.

Probanden: n = 32

Ausprägung der medio-laterale Knieschlackerbewegung bei unterschiedlichen Belastungsformen und -stufen:

Die medio-laterale Knieschlackerbewegung unterschied sich jeweils signifikant ($p < .01$) zwischen den vier Belastungsbedingungen (vgl. Abbildung 61):

Laterale Sprünge wiesen im Vergleich zu den drei anderen Belastungsformen die größten und die bilateralen Drop Jumps die geringsten Ausprägungen auf. Landungen verzeichneten größere Knieschlackerbewegungen als uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Drop Jumps wiesen einzig gegenüber bilateralen Drop Jumps eine größere Ausprägung der Schlackerbewegung auf.

Innerhalb der lateralen Sprünge wurde für die Belastungsstufe „L“ eine jeweils signifikant ($p < .01$) größere Schlackerbewegung gegenüber „M“ und „S“ errechnet.

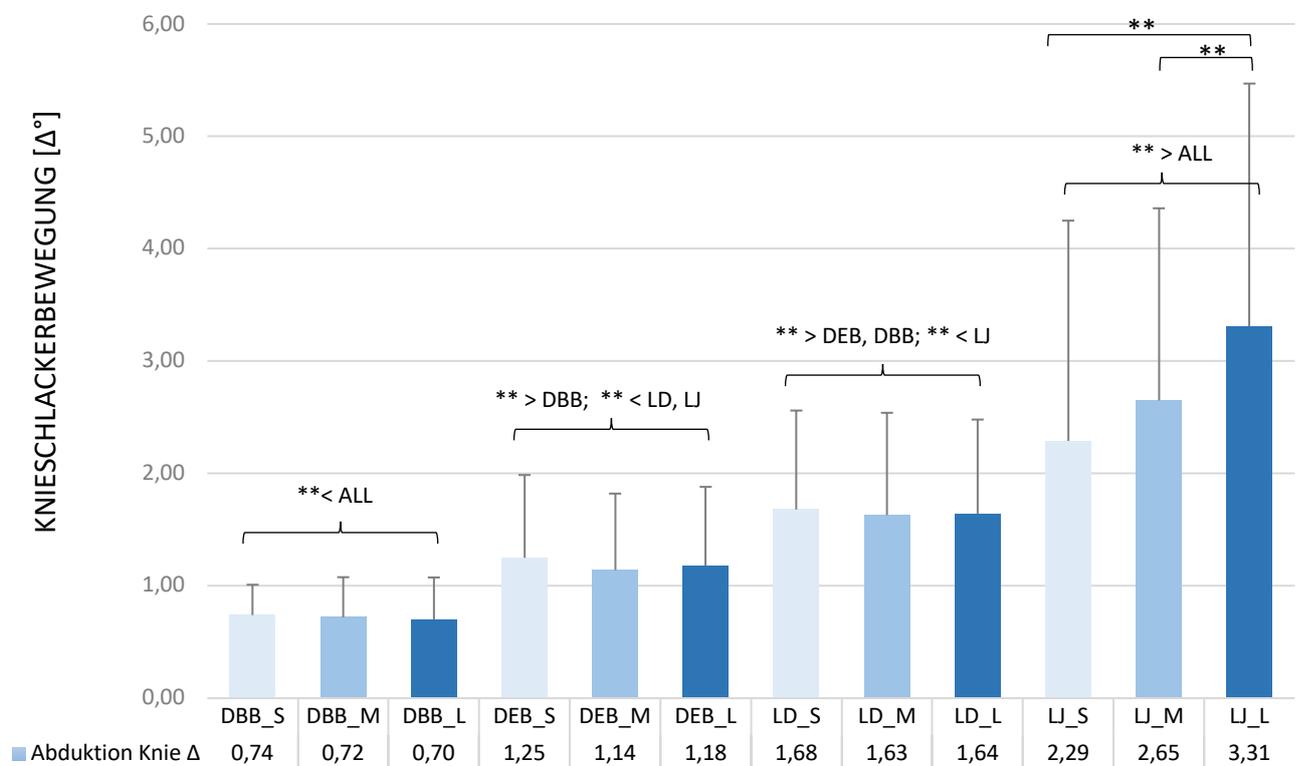


Abbildung 61: Knieschlackerbewegung Δ° (MW als Integral): Initialer Bodenkontakt bis zum Ende der exzentrischen Landephase. DBB: Drop-Jump bilateral; DEB: Drop-Jump unilateral; LD: Landung; LJ: Lateral-Sprung.

4.1.2 Kinetische Parameter

Ausprägung der Hüftantriebe bei unterschiedlichen Belastungsformen und -stufen:

Hüftabduktion

Sowohl für uni- als auch bilaterale Drop Jumps und Landungen veränderte sich die Impulsänderung signifikant ($p < .01$) bei der Belastungsstufe „L“ gegenüber „M“ und „S“ (vgl. Tabelle 10). Bei lateralen Sprüngen wurde ein signifikanter Unterschied ($p < .01$) für die Belastungsstufen „L“ und „M“ gegenüber „S“ errechnet.

Die bilateralen Drop Jumps wiesen im Mittelwert signifikant ($p < .01$) kleinere Impulsänderungen auf als die drei anderen Belastungsformen. Unilaterale Drop Jumps wiesen zudem signifikant ($p < .01$) kleinere Impulsänderungen als Landungen und laterale Sprünge auf.

Hüftrotation

Die Impulsänderung der Hüftinnenrotation war für die Belastungsformen Drop Jump unilateral, Landung und lateraler Sprung signifikant ($p < .01$) größer für die Belastungsstufe „L“ gegenüber „M“ und „S“ (vgl. Tabelle 10). Für bilaterale Drop Jumps wurde ein signifikanter ($p < .01$) Unterschied für „L“ $>$ „M“ und „S“ errechnet. Laterale Sprünge wiesen zudem eine signifikant ($p < .01$) größere Impulsänderung der Belastungsstufe „M“ gegenüber „S“ auf.

Zwischen den Belastungsformen wurden im Mittelwert jeweils signifikant ($p < .01$) größere Impulsänderungen bzw. kleinere Impulsänderungen der lateralen Sprünge bzw. bilateralen Drop Jumps gegenüber den jeweils drei anderen Sprungformen errechnet. Zudem war die Impulsänderung bei Landungen signifikant ($p < .05$) größer als bei unilateralen Drop Jumps.

Hüftflexion

Bei Drop Jumps wurde für die bilaterale Belastungsform eine signifikant größere ($p < .01$) Impulsänderung der Belastungsstufe „L“ gegenüber „M“ und „S“ berechnet (vgl. Tabelle 10). Für unilaterale Drop Jumps wurde der gleiche Unterschied als jeweils signifikant ($p < .01$) errechnet. Sowohl für die Belastungsform „Landung“ als auch „lateraler Sprung“ unterschied sich die Impulsänderung signifikant ($p < .01$) von der jeweils höheren Belastungsstufe: $S < M < L$.

Im Mittelwertvergleich der Belastungsformen war die Impulsänderung für laterale Sprünge signifikant ($p < .01$) größer als bei den drei anderen Belastungsformen.

Tabelle 10: Hüftimpulsänderung Δ (MW als Integral): Initialer Bodenkontakt bis maximale Knieabduktion [Winkel $^\circ$].

Belastungsform	Stufe	Δ Impuls Abduktion [l=kg*m/s]	Unterschied der Belastungsform	Δ Impuls Innenrotation [l=kg*m/s]	Unterschied der Belastungsform	Δ Impuls Flexion [l=kg*m/s]	Unterschied der Belastungsform
Drop Jump BB	S	0,07±0,05#		0,05±0,02#		0,39±0,12#	
	M	0,08±0,05#	**< ALL	0,06±0,03#	**< ALL	0,39±0,11#	**< LJ
	L	0,10±0,06**		0,08±0,04**		0,48±0,16**	
Drop Jump EB	S	0,23±0,12#		0,15±0,07		0,37±0,15#	
	M	0,24±0,11#	***> DBB; **< LD, LJ	0,17±0,08#	**> DBB; **< LJ, *< LD	0,41±0,16#	**< LJ
	L	0,33±0,12**		0,27±0,12**		0,56±0,14**	
Landung EB	S	0,33±0,15#		0,19±0,08#		0,29±0,14#	
	M	0,35±0,15#	**>DBB, DEB	0,21±0,10#	**> DBB; **< LJ, *> DEB	0,38±0,16**,#	**< LJ
	L	0,48±0,16**		0,37±0,15**		0,62±0,21**	
Lateral Jump EB	S	0,26±0,08#		0,23±0,09#		0,59±0,26#	
	M	0,35±0,13**	**>DBB, DEB	0,35±0,12**,#	**> ALL	0,85±0,29**,#	**> ALL
	L	0,47±0,17**		0,51±0,23**		1,06±0,34**	

BB: bilateral; EB: unilateral; Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

Signifikanz innerhalb der Belastungsform (S, M, L): *p < 0,05 (bzw. p < 0,01**) kennzeichnet einen signifikanten Unterschied. Das Rautezeichen (#) kennzeichnet den Bezug.

Mittlerer Unterschied der Belastungsformen: DBB Drop Jump beidbeinig, DEB Drop Jump einbeinig, LD Landung, LJ Lateral Jump: (>) signifikant größer, (<) signifikant kleiner.

Probanden: n = 32

Ausprägung der Kniegelenkmomente bei unterschiedlichen Belastungsformen und -stufen:

Knieabduktionsmomente

Die Knieabduktionsmomente wurden für alle Belastungsformen mit den Belastungsstufen größer: $S < M < L$ (vgl. Tabelle 11). Bei Landungen und lateralen Sprüngen waren die Abduktionsmomente der Belastungsstufe „L“ jeweils signifikant ($p < .01$) größer als „M“ und „S“. Bilaterale Drop Jumps weisen signifikant ($< .05$) kleinere Abduktionsmomente bei „S“ Sprüngen auf gegenüber „L“. Unilaterale Drop Jumps „L“ unterschieden sich signifikant ($p < .01$) von „S“ und „M“ Sprüngen, die Abduktionsmomente für „M“ Sprünge waren signifikant ($p < .01$) größer als bei „S“ Sprünge. Im Vergleich der Belastungsformen waren die Abduktionsmomente für bilaterale Drop Jumps signifikant ($p < .01$) geringer als bei den drei anderen Sprungbedingungen.

Knieaußenrotationsmomente

Für bilaterale Drop Jumps vergrößerte sich das Außenrotationsmoment von der Belastungsstufe „S“ zu „L“ signifikant ($p < .05$). Ebenso bei Landungen wurden die größten Außenrotationsmomente für „L“ errechnet, welche sich jeweils signifikant ($p < .01$) von „S“ und „M“ unterschieden (vgl. Tabelle 11). Bilaterale Drop Jumps wiesen signifikant ($p < .01$) geringere Außenrotationsmomente als alle drei anderen Belastungsformen auf. Unilaterale Drop Jumps erfuhren signifikant ($p < .05$) größere Außenrotationsmomente als laterale Sprünge.

Knieflexionsmomente

Bei unilateralen Drop Jumps wurden signifikant ($p < .01$) größere Flexionsmomente für die Belastungsstufe „S“ bzw. „M“ gegenüber „L“ errechnet. Die Flexionsmomente bei Landungen waren bei der Belastung „L“ signifikant ($p < .05$) größer als bei „S“ (vgl. Tabelle 11). Im Mittelwertvergleich waren jeweils bei unilateralen Drop Jumps sowie lateralen Sprüngen signifikant ($p < .01$) größere Flexionsmomente als bei Landungen und bilateralen Drop Jumps zu verzeichnen.

Tabelle 11: Gelenkmomente des Knies (MW in Nm/kg) zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments.

Belastungsform	Stufe	Abduktion Knie [Nm/kg]	Unterschied der Belastungsform	Aussenrotation Knie [Nm/kg]	Unterschied der Belastungsform	Flexion Knie [Nm/kg]	Unterschied der Belastungsform
Drop Jump BB	S	0,89±0,57#		-0,17±0,17#		2,49±1,33	
	M	0,92±0,57	** < ALL	-0,20±0,16	** < ALL	2,59±1,41	** < DEB, LJ
	L	0,98±0,63*		-0,22±0,18*		2,54±1,44	
Drop Jump EB	S	1,74±0,74#		-0,67±0,17		3,63±1,21**	
	M	1,87±0,82**#(**)	** > DEB	-0,67±0,19	** > DEB, * > LJ	3,68±1,11**	** > DEB, LD
	L	2,03±0,74**		-0,70±0,20		3,10±1,16#	
Landung EB	S	1,67±0,6#		-0,60±0,20#		2,41±0,91#	
	M	1,71±0,66#	** > DEB	-0,60±0,22#	** > DEB	2,56±0,83	** < DEB, LJ
	L	2,14±0,76**		-0,69±0,20**		2,70±0,61*	
Lateral Jump EB	S	1,71±0,80#		-0,62±0,15		3,38±0,72	
	M	1,73±0,83#	** > DEB	-0,57±0,24	** > DEB, * < DEB	3,20±1,07	** > DEB, LD
	L	1,80±0,92**		-0,61±0,23		3,40±0,69	

BB: bilateral; EB: unilateral; Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

Signifikanz innerhalb der Belastungsform (S, M, L): *p < 0,05 (bzw. p < 0,01**) kennzeichnet einen signifikanten Unterschied. Das Rautezeichen (#) kennzeichnet den Bezug.

Mittlerer Unterschied der Belastungsformen: DEB Drop Jump beidbeinig, DEB Drop Jump einbeinig, LD Landung, LJ Lateral Jump: (>) signifikant größer, (<) signifikant kleiner.

Probanden: n = 32

Ausprägung der Hüftgelenkmomente bei unterschiedlichen Belastungsformen und -stufen:

Hüftabduktionsmomente

Für unilaterale Drop Jumps sowie Landungen wurden jeweils signifikant ($p < .01$) größere Abduktionsmomente bei der Belastung „L“ als bei „M“ oder „S“ berechnet. Bilaterale Drop Jumps wiesen signifikant ($p < .05$) höhere Abduktionsmomente in der Belastung „L“ als in „S“ auf. Bei lateralen Sprüngen wurden die größten Abduktionsmomente in der Belastungsstufe „S“ verzeichnet, welche sich signifikant von „M“ ($p < .05$) bzw. „L“ ($p < .01$) unterschieden (vgl. Tabelle 12).

Im Vergleich der Belastungsformen wiesen unilaterale Drop Jumps sowie Landungen signifikant ($p < .01$) größere Hüftabduktionsmomente auf als bilaterale Drop Jumps und laterale Sprünge.

Hüftinnenrotationsmomente

Nur bei bilateralen Drop Jumps wurden signifikant ($p < .01$) größere Innenrotationsmomente für „M“ > „L“ errechnet (vgl. Tabelle 12).

Die Belastungsformen unilateraler Drop Jump und Landung wiesen analog zu den Hüftabduktionsmomenten signifikant ($p < .01$) größere Innenrotationsmomente als laterale Sprünge bzw. bilaterale Drop Jumps auf. Außerdem unterschieden sich bilaterale Drop Jumps von lateralen Sprüngen durch signifikant ($p < .05$) geringere Innenrotationsmomente.

Hüftflexionsmomente

Bei bilaterale Drop Jumps traten die größten Flexionsmomente bei der Belastungsstufe „L“ auf, welche sich signifikant ($p < .01$) von „M“ und „S“ unterschieden. Auch bei Landungen waren die größten Flexionsmomente bei „L“ zu verzeichnen, die sich jeweils signifikant ($p < .01$) von den Belastungsstufen „M“ und „S“ unterschieden (vgl. Tabelle 12).

Im Vergleich der Belastungsformen wurde kein signifikanter Unterschied der Hüftflexionsmomente verzeichnet.

Tabelle 12: Gelenkmomente der Hüfte (MW in Nm/kg) zum Zeitpunkt des maximalen Knieabduktionsmoments.

Belastungsform	Stufe	Abduktion Hüfte [Nm/kg]	Unterschied der Belastungsform	Innenrotation Hüfte [Nm/kg]	Unterschied der Belastungsform	Flexion Hüfte [Nm/kg]	Unterschied der Belastungsform
Drop Jump BB	S	0,61±0,59#		0,32±0,29		0,73±0,42#	
	M	0,70±0,55	** < DEB, LD	0,36±0,26**	** < DEB, LD, * < LJ	0,55±0,42#	ns
	L	0,74±0,56*		0,24±0,24#		1,15±0,84**	
Drop Jump EB	S	1,50±0,6#		0,69±0,28		1,01±0,62	
	M	1,66±0,63#	** > DBB, LJ	0,69±0,22	** > DBB, LJ	0,89±0,74	ns
	L	2,16±0,81**		0,70±0,32		0,78±0,63	
Landung EB	S	1,64±0,53#		0,69±0,27		0,51±3,71#	
	M	1,90±0,80#	** > DBB, LJ	0,64±0,31	** > DBB, LJ	0,61±0,51#	ns
	L	2,64±0,97**		0,68±0,45		1,40±0,94**	
Lateral Jump EB	S	0,99±0,42**,*		0,44±0,27		0,54±0,4	
	M	0,82±0,47#(*)	** < DEB, LD	0,45±0,37	** < DEB, LD	0,68±0,47	ns
	L	0,73±0,51#(**)		0,47±0,44		0,74±0,65	

BB: bilateral; EB: unilateral; Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

Signifikanz innerhalb der Belastungsform (S, M, L): *p < 0,05 (bzw. p < 0,01**) kennzeichnet einen signifikanten Unterschied. Das Rautezeichen (#) kennzeichnet den Bezug.

Mittlerer Unterschied der Belastungsformen: DBB Drop Jump beidbeinig, DEB Drop Jump einbeinig, LD Landung, LJ Lateral Jump: (>) signifikant größer, (<) signifikant kleiner.

Probanden: n = 32

4.1.3 Neuromuskuläre Aktivierung

Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei bilateralen Sprüngen unter verschiedenen Belastungsformen und -stufen:

Für bilaterale Drop Jumps veränderte sich die muskuläre Aktivität auf Grund der Belastungsstufen für die hüftbezogenen Muskelgruppen (vgl. Abbildung 62). Der M. gluteus medius wurde signifikant stärker aktiviert ($p < .05$) bei großer („L“) gegenüber geringer Belastung („S“). Das Aktivierungsverhalten des M. adductor magnus in den Belastungsstufen „S“ und „L“ wurde jeweils signifikant stärker ($p < .01$) ausgeprägt gegenüber der Belastung „M“.

Im Vergleich zu den anderen drei Sprungbedingungen wurde die neuromuskuläre Aktivität für die Mm. biceps femoris und gluteus medius signifikant niedriger ($p < .01$) verzeichnet. Die Mm. rectus femoris sowie vastus lateralis wiesen eine signifikant ($p < .01$) geringere Aktivierung gegenüber unilateralen Drop Jumps und lateralen Sprüngen auf. Der M. adductor magnus wurde signifikant niedriger ($p < .01$) aktiviert als bei lateralen Sprüngen.

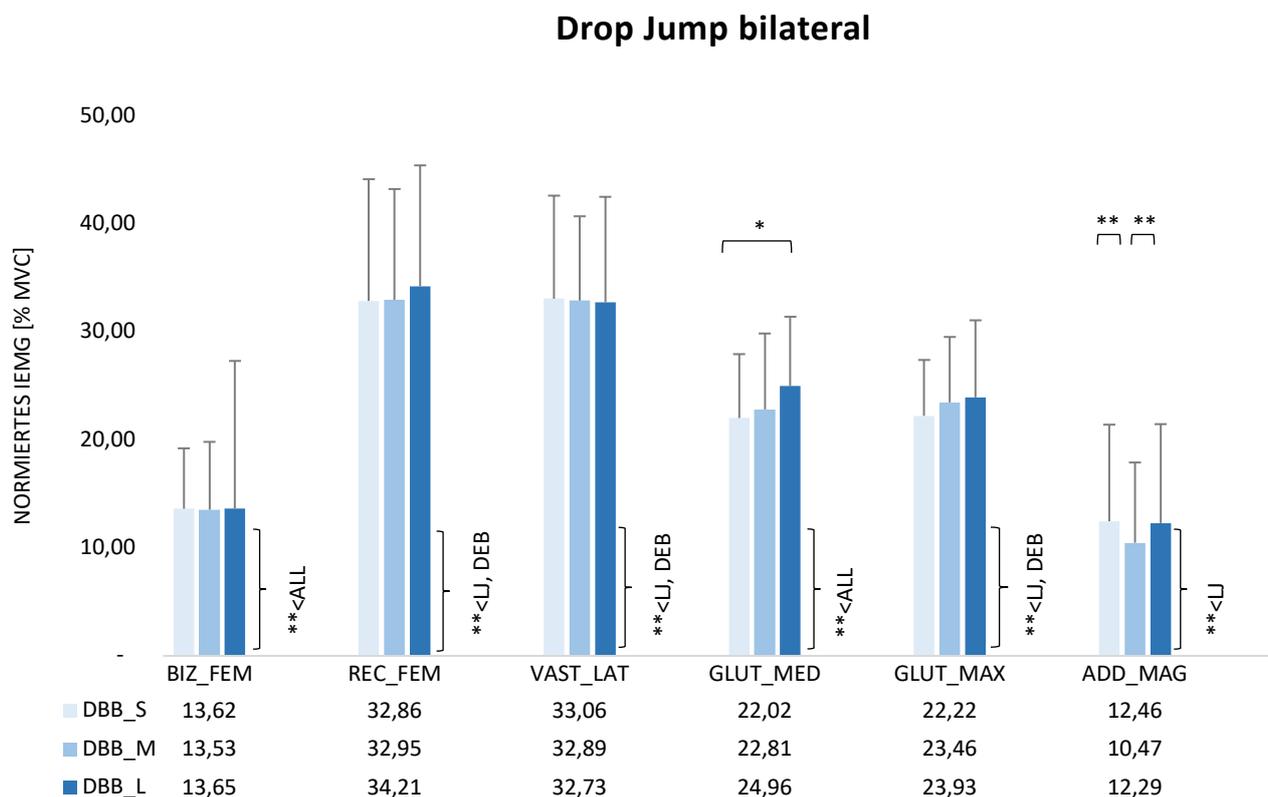


Abbildung 62: Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei bilateralen Drop Jumps bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. gluteus medius; GLUT_MAX: M. gluteus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.

Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei unilateralen Sprüngen unter verschiedenen Belastungsformen und -stufen:

Für unilaterale Drop Jumps wurde nur für das Aktivierungsverhalten des M. rectus femoris ein signifikanter Unterschied ($p < .01$) zwischen den Belastungsstufen „L“ gegenüber „M“ ermittelt (vgl. Abbildung 63).

Im Vergleich zu lateralen Sprüngen unterschieden sich alle Muskelgruppen durch signifikant ($p < .01$) niedrigeres Aktivierungsverhalten. Mit Ausnahme des M. adductor magnus wiesen alle Muskelgruppen eine signifikant ($p < .01$) größere Aktivierung gegenüber beidbeinigen Drop Jumps auf. Das Gleiche gilt für die Mm. glutei medius und maximus sowie des M. vastus lateralis im Verhältnis zu einbeinigen Landungen.

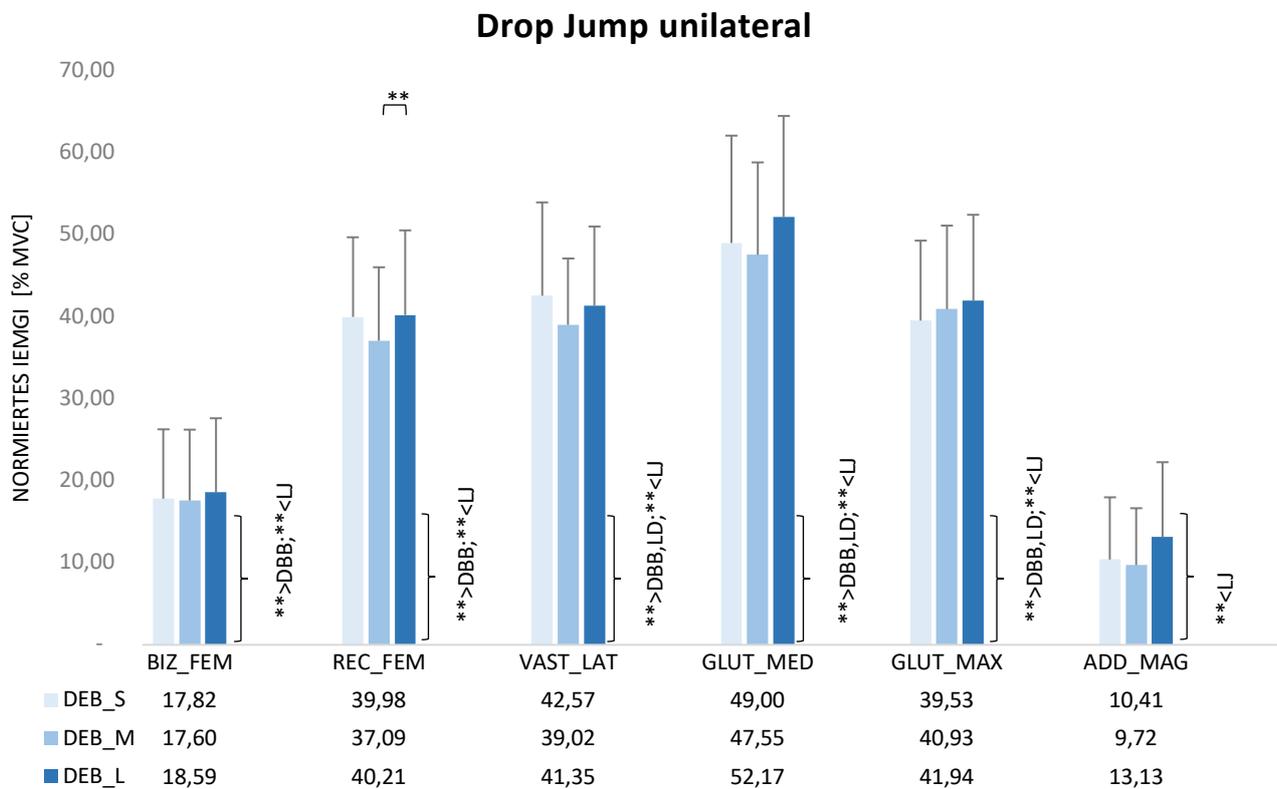


Abbildung 63: Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei unilateralen Drop Jumps bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. gluteus medius; GLUT_MAX: M. gluteus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.

Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei unilateralen Landungen unter verschiedenen Belastungsformen und -stufen:

Unilaterale Landungen wiesen in ihrem Aktivierungsverhalten für alle Muskelgruppen, mit Ausnahme des M. biceps femoris, signifikante ($p < .01$) Unterschiede auf, wobei gilt: „L“ $>$ „S“ und „L“ $>$ „M“ (vgl. Abbildung 64). Das Aktivierungsverhalten des M. biceps femoris in der Belastung „L“ unterschied sich signifikant gegenüber „M“ ($p < .05$) und „S“ ($p < .01$). Der M. glutaeus maximus sowie M. vastus lateralis wiesen eine jeweils signifikant größere ($p < .01$) Aktivierung der Belastungsstufe „M“ gegenüber „S“ auf.

Wiederum war allen Muskelgruppen eine signifikant ($p < .01$) geringere neuromuskuläre Aktivierung im Vergleich zu lateralen Sprüngen gemein. M. biceps femoris und M. glutaeus medius unterschieden sich signifikant ($p < .01$) mit größerer Aktivierung zu bilateralen Drop Jumps. Gegenüber unilateralen Drop Jumps wurden der M. vastus lateralis sowie die Mm. glutaeei medius und maximus signifikant ($p < .01$) niedriger aktiviert.

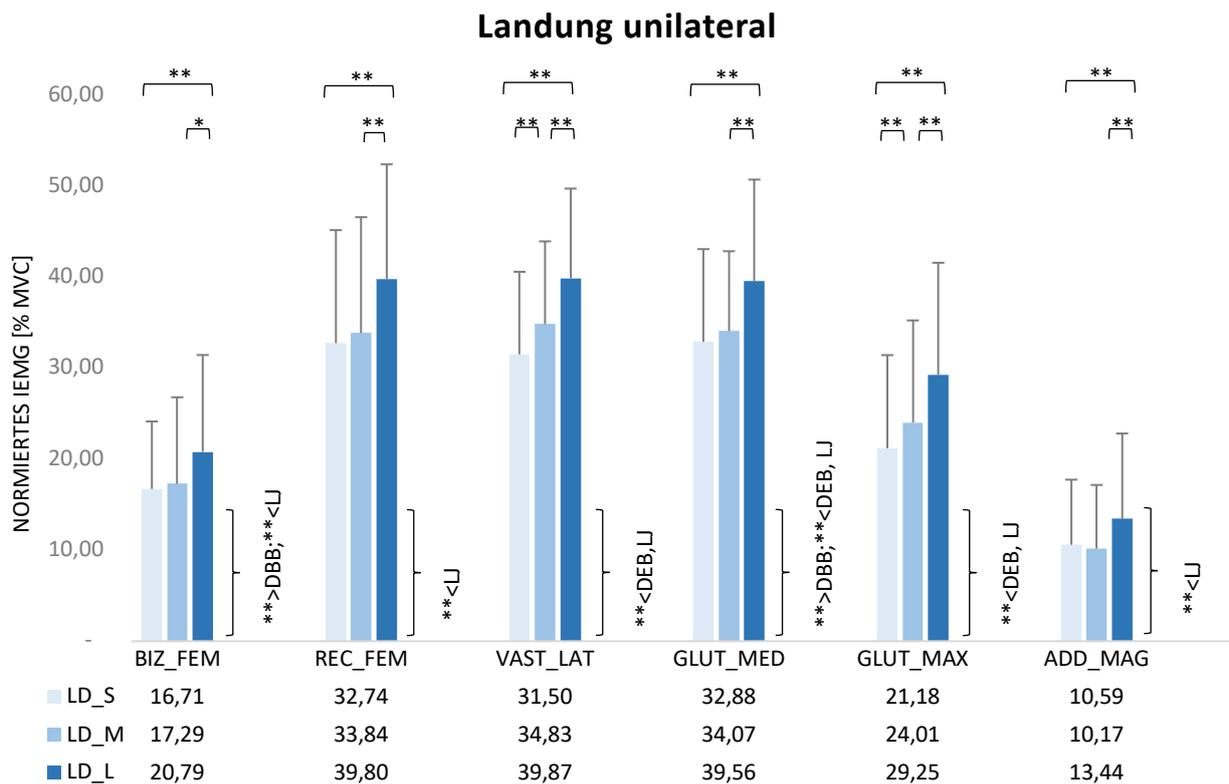


Abbildung 64: Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei unilateralen Landungen bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. glutaeus medius; GLUT_MAX: M. glutaeus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.

Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei lateralen Sprüngen unter verschiedenen Belastungsformen und -stufen:

Alle Muskelgruppen unterschieden sich bei lateralen Sprüngen in ihrem Aktivierungsverhalten entsprechend der ansteigenden Belastungsstufen: „S“ < „M“ < „L“ (vgl. Abbildung 65). Durchgehend wurde eine signifikant ($p < .01$) größere Aktivierung der Belastungsstufe „L“ gegenüber „S“ errechnet. Ebenso wurde für alle Muskelgruppen eine signifikant ($p < .01$) größere Aktivierung von „L“ zu „M“ verzeichnet. Das Aktivierungsverhalten von der Belastung „M“ zu „S“ verhielt sich für die Mm. biceps femoris, rectus femoris, glutaeus medius, glutaeus maximus, adductor magnus (alle: $p < .01$) und vastus lateralis ($p < .05$) signifikant größer.

Im Vergleich zu den drei anderen Sprungbedingungen wurde für alle Muskelgruppen eine durchgehend signifikant ($p < .01$) größere muskuläre Aktivierung festgestellt.

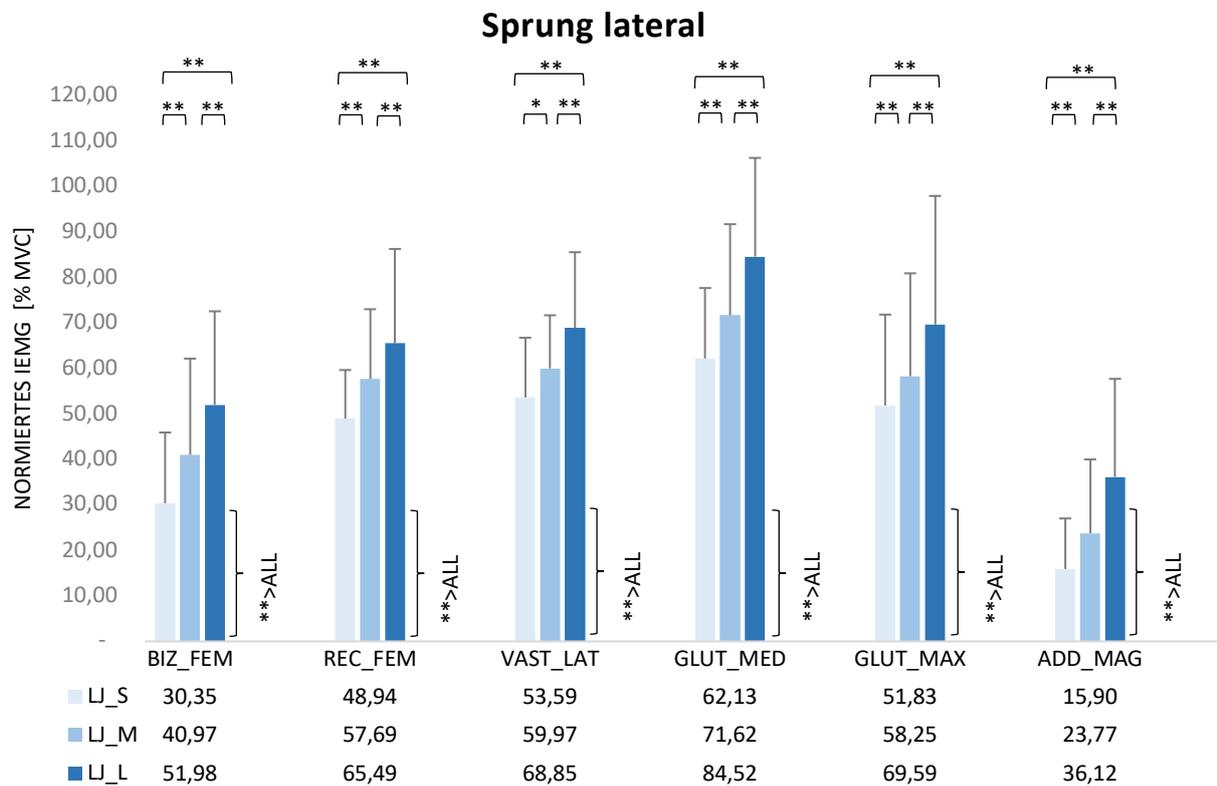


Abbildung 65: Ausprägung der neuromuskulären Aktivität bei lateralen Sprüngen bei unterschiedlichen Belastungsstufen. BIZ_FEM: M. biceps femoris; REC_FEM: M. rectus femoris; VAST_LAT: M. vastus lateralis; GLUT_MED: M. glutaeus medius; GLUT_MAX: M. glutaeus maximus; ADD_MAG: M. adductor magnus.

4.2 Zusammenhänge der dynamischen Kniestabilität mit der Hüftkinematik, -kinetik und der neuromuskulären Aktivierung

Zusammenhänge zwischen den Hüftgelenkexkursionen und der maximalen Knieabduktion:

Bilaterale Drop Jumps

Die multiple Regressionsanalyse (vgl. Tabelle 13) zeigt, dass für die Belastungsstufe „S“ die Prädiktoren Hüftabduktion und -innenrotation einen signifikanten Zusammenhang mit den maximalen Knieabduktionswinkel aufzeigten, $F(3,25) = 15,50$, $p < .01$. Die Innenrotation wies nach Pearson einen starken Effekt auf ($r = .515$), die Abduktion einen mittleren negativen Effekt ($r = -.309$). Im Vergleich der standardisierten Koeffizienten konnte die Innenrotation ($\beta = .829$) als signifikanter Prädiktor bestimmt werden.

In der Belastungsstufe „M“ zeigte wiederum die Innenrotation und zusätzlich der Hüftflexionswinkel einen signifikanten Zusammenhang auf, $F(3,24) = 16,63$, $p < .01$. Die Innenrotation wies einen starken Effekt ($r = .509$), die Flexion einen schwachen Effekt ($r = .155$) auf. Die Innenrotation zeigte sich als stärkster signifikanter Prädiktor ($\beta = .695$).

Für die höchste Belastungsstufe „L“ wurde die Innenrotation als erklärende Variable signifikant, $F(3,24) = 13,26$, $p < .01$. Für diese wurde ein starker Effekt ($r = .655$) errechnet, sowie mit $\beta = .828$ als signifikanter Prädiktor der standardisierten Koeffizienten ermittelt.

Unilaterale Drop Jumps

In allen drei Belastungsstufen „S“, $F(3,24) = 24,15$, „M“, $F(3,25) = 22,36$ und „L“, $F(3,27) = 9,34$ zeigte die Hüftinnenrotation einen signifikanten Zusammenhang ($p < .01$) mit dem Knieabduktionswinkel (vgl. Tabelle 13). Ebenso weist die Innenrotation aller drei Belastungsstufen nach Pearson einen starken Effekt auf ($r_S = .895$, $r_M = .761$, $r_L = .648$). Die Betagewichte der Innenrotation ($\beta_S = .900$, $\beta_M = .802$, $\beta_L = .691$) weisen sich jeweils als signifikante Prädiktoren der standardisierten Koeffizienten aus.

Landungen

Für Landungen (vgl. Tabelle 14) wurden analog zu den unilateralen Drop Jumps in allen drei Belastungen, „S“ $F(3,26) = 22,93$, „M“ $F(3,25) = 15,51$, „L“ $F(3,25) = 40,05$, ein signifikanter ($p < .01$) Zusammenhang der Innenrotation mit dem Knieabduktionswinkel errechnet. Die Effektstärke war jeweils als stark einzustufen ($r_S = .632$, $r_M = .648$, $r_L = .838$). Der Vergleich der standardisierten Koeffizienten ($\beta_S = .807$, $\beta_M = .810$, $\beta_L = .918$) wies die Innenrotation als signifikanten Prädiktor aus.

Laterale Sprünge

Die Belastungsstufen „S“ $F(3,27) = 9,18$ und „M“ $F(3,26) = 7,66$ wiesen für die Innenrotation einen signifikanten ($p < .01$) Zusammenhang mit der Knieabduktion auf (vgl. Tabelle 14). Für die Belastungsstufe „L“ $F(3,24) = 2,06$ wurde kein signifikanter ($p = .132$) Zusammenhang errechnet. Die Belastungsstufen „S“ ($r = .748$) und „M“ ($r = .671$) weisen jeweils einen starken Effekt der Innenrotation auf. Die Betagewichte ($\beta_S = .769$, $\beta_M = .650$) der Innenrotation bestätigen diese auch für laterale Sprünge als signifikante Prädiktoren.

Tabelle 13: Zusammenhang zwischen den Hüftwinkellexkursionen und der maximalen Knieabduktion bei Drop Jumps.

Belastungsform	Kriterium: Maximale Knieabduktion [Winkel °] Stufe	Prädiktoren:		
		Abduktion Hüfte [Winkel °]	Innenrotation Hüfte [Winkel °]	Flexion Hüfte [Winkel °]
Drop Jump BB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .650$ (Korr. $R^2 = .609$) ANOVA: $F(3,25) = 15,50, p < .01$ $r = -.309$ $\beta = -.268$ $p < .05^*$	$r = .515$ $\beta = .829$ $p < .01^{**}$	$r = .051$ $\beta = .129$ $p = .308$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .675$ (korr. $R^2 = .635$) ANOVA: $F(3,24) = 16,63, p < .01$ $r = -.293$ $\beta = -.213$ $p = .086$	$r = .509$ $\beta = .695$ $p < .01^{**}$	$r = .155$ $\beta = .340$ $p < .01^{**}$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .624$ (Korr. $R^2 = .577$) ANOVA: $F(3,24) = 13,26, p < .01$ $r = -.152$ $\beta = -.120$ $p = .373$	$r = .655$ $\beta = .828$ $p < .01^{**}$	$r = -.011$ $\beta = -.026$ $p = .847$
Drop Jump EB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .751$ (korr. $R^2 = .720$) ANOVA: $F(3,24) = 24,15, p < .01$ $r = .152$ $\beta = .104$ $p = .341$	$r = .895$ $\beta = .900$ $p < .01^{**}$	$r = .143$ $\beta = .133$ $p = .213$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .729$ (korr. $R^2 = .696$) ANOVA: $F(3,25) = 22,36, p < .01$ $r = -.011$ $\beta = -.006$ $p = .960$	$r = .761$ $\beta = .802$ $p < .01^{**}$	$r = .206$ $\beta = .208$ $p = .078$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .509$ (korr. $R^2 = .455$) ANOVA: $F(3,27) = 9,34, p < .01$ $r = .209$ $\beta = .120$ $p = .382$	$r = .648$ $\beta = .691$ $p < .01^{**}$	$r = .272$ $\beta = .251$ $p = .075$

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Probanden: $n = 32$.

Tabelle 14: Zusammenhang zwischen den Hüftwinklexkursionen und der maximalen Knieabduktion bei Landungen und Lateralsprüngen.

Kriterium:		Prädiktoren:		
Maximale Knieabduktion [Winkel °]	Stufe	Abduktion Hüfte [Winkel °]	Innenrotation Hüfte [Winkel °]	Flexion Hüfte [Winkel °]
Landung EB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .726$ (korr. $R^2 = .694$) ANOVA: $F(3,26) = 22,93$, $p < .01$ $r = .230$ $\beta = .170$ $p = .118$	$r = .632$ $\beta = .807$ $p < .01^{**}$	$r = .065$ $\beta = .088$ $p = .410$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .651$ (korr. $R^2 = .609$) ANOVA: $F(3,25) = 15,51$, $p < .01$ $r = -.035$ $\beta = -.026$ $p = .831$	$r = .648$ $\beta = .810$ $p < .01^{**}$	$r = .071$ $\beta = .099$ $p = .415$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .828$ (korr. $R^2 = .807$) ANOVA: $F(3,25) = 40,05$, $p < .01$ $r = .103$ $\beta = .074$ $p = .409$	$r = .838$ $\beta = .918$ $p < .01^{**}$	$r = -.005$ $\beta = -.006$ $p = .944$
Lateral Jump	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .505$ (korr. $R^2 = .450$) ANOVA: $F(3,27) = 9,18$, $p < .01$ $r = -.105$ $\beta = -.077$ $p = .600$	$r = .748$ $\beta = .769$ $p < .01^{**}$	$r = -.086$ $\beta = -.098$ $p = .515$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .469$ (korr. $R^2 = .408$) ANOVA: $F(3,26) = 7,66$, $p < .01$ $r = -.039$ $\beta = -.028$ $p = .851$	$r = .671$ $\beta = .650$ $p < .01^{**}$	$r = .054$ $\beta = .069$ $p = .683$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .205$ (korr. $R^2 = .106$) ANOVA: $F(3,24) = 2,06$, $p = .132$, $r = -.178$ $\beta = -.133$ $p = .503$	$r = .069$ $\beta = .050$ $p = .789$	$r = .392$ $\beta = .478$ $p = .021^*$

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Probanden: $n = 32$.

Zusammenhänge zwischen den Hüftgelenkexkursionen und der maximalen Knierotation:

Bilaterale Drop Jumps

Die Belastungsstufen „S“ $F(3,24) = 2,80$ und „M“ $F(3,23) = 2,73$ verfehlten jeweils als Gesamtmodell knapp einen signifikanten Zusammenhang ($p_S = .061$, $p_M = .067$) der Innenrotation mit dem Knierotationswinkel (vgl. Tabelle 15). Für die Belastungsstufe „L“ $F(3,23) = 3,52$ wurde ein signifikanter ($p < .01$) Zusammenhang der Innenrotation mit der Knierotation festgestellt. Für „L“ zeigte die Innenrotation einen starken Effekt von $r = .606$ auf und ist mit einem Betagewicht von $\beta = .612$ ein signifikanter Prädiktor für den Knierotationswinkel.

Unilaterale Drop Jumps

Für die Belastungsstufen „S“ $F(3,23) = 4,56$ und „M“ $F(3,24) = 3,73$ verzeichnete die Innenrotation jeweils einen signifikanten ($p < .01$) Zusammenhang mit der Knierotation (vgl. Tabelle 15). Die Belastung „L“ $F(3,26) = 2,06$ erreichte als Gesamtmodell kein Signifikanzniveau ($p = .129$). Sowohl für „S“ als auch „M“ wurde ein starker Effekt ($r_S = .883$, $r_M = .722$) berechnet. Auch im Vergleich der standardisierten Koeffizienten ($\beta_S = .649$, $\beta_M = .587$) stellte sich die Innenrotation als signifikanter Prädiktor bezüglich des Knierotationswinkel dar.

Landungen

Die Innenrotation wies für alle drei Belastungsstufen, „S“ $F(3,25) = 5,94$, „M“ $F(3,24) = 4,49$, „L“ $F(3,24) = 6,58$ einen signifikanten Zusammenhang ($p < .01$) mit dem Knierotationswinkel auf (vgl. Tabelle 16). Bei allen jeweiligen Belastungsstufen wurde für die Innenrotation ein starker Effekt ($r_S = .864$, $r_M = .737$, $r_L = .844$) ermittelt. Nach Beurteilung der Betagewichte ($\beta_S = .641$, $\beta_M = .578$, $\beta_L = .633$) konnte die Innenrotation in allen drei Belastungsstufen als signifikanter Prädiktor des Knierotationswinkel bestimmt werden.

Laterale Sprünge

Bei lateralen Sprüngen erreichte kein Gesamtmodell der drei Belastungsstufen („S“ $F(3,26) = 1,32$, $p = .180$; „M“ $F(3,25) = 1,95$, $p = .146$; „L“ $F(3,24) = 1,12$, $p = .354$) das Signifikanzniveau von $p < .05$ (vgl. Tabelle 16).

Tabelle 15: Zusammenhang zwischen den Hüftwinklexkursionen und der maximalen Knierotation bei Drop Jumps.

Belastungsform	Kriterium: Maximale Knierotation [Winkel °] Stufe	Prädiktoren:		
		Abduktion Hüfte [Winkel °]	Innenrotation Hüfte [Winkel °]	Flexion Hüfte [Winkel °]
Drop Jump BB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .260$ (korr. $R^2 = .167$) ANOVA: $F(3,24) = 2,80$, $p = .061$ $r = -.045$ $\beta = -.164$ $p = .871$	$r = .426$ $\beta = .523$ $p < .01^{**}$	$r = -.023$ $\beta = -.047$ $p = .800$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .263$ (korr. $R^2 = .167$) ANOVA: $F(3,23) = 2,73$, $p = .067$ $r = .189$ $\beta = .123$ $p = .511$	$r = .341$ $\beta = .389$ $p < .05^*$	$r = .101$ $\beta = .199$ $p = .290$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .315$ (korr. $R^2 = .226$) ANOVA: $F(3,23) = 3,52$, $p < .05$ $r = -.016$ $\beta = -.011$ $p = .953$	$r = .606$ $\beta = .612$ $p < .01^{**}$	$r = -.108$ $\beta = -.225$ $p = .242$
Drop Jump EB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .373$ (korr. $R^2 = .291$) ANOVA: $F(3,23) = 4,56$, $p < .05$ $r = .371$ $\beta = .197$ $p = .276$	$r = .883$ $\beta = .649$ $p < .01^{**}$	$r = .144$ $\beta = .104$ $p = .543$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .318$ (korr. $R^2 = .233$) ANOVA: $F(3,24) = 3,73$, $p < .05$ $r = .274$ $\beta = .175$ $p = .551$	$r = .722$ $\beta = .587$ $p < .01^{**}$	$r = -.026$ $\beta = -.021$ $p = .910$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .192$ (korr. $R^2 = .099$) ANOVA: $F(3,26) = 2,06$, $p = .129$, $r = .216$ $\beta = .105$ $p = .558$	$r = .468$ $\beta = .414$ $p < .05^*$	$r = .221$ $\beta = .173$ $p = .338$

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Probanden: $n = 32$.

Tabelle 16: Zusammenhang zwischen den Hüftwinkellexkursionen und der maximalen Knierotation bei Landungen und Lateralsprüngen.

Belastungsform	Kriterium: Maximale Knierotation [Winkel °] Stufe	Prädiktoren:		
		Abduktion Hüfte [Winkel °]	Innenrotation Hüfte [Winkel °]	Flexion Hüfte [Winkel °]
Landung EB	S	r = .131 β = .059 p = .706 Modellzusammenfassung: R2 = .416 (korr. R2 = .346) ANOVA: F(3,25) = 5,94, p < .05	r = .864 β = .641 p < .01**	r = -.052 β = -.044 p = .782
	M	r = -.235 β = -.113 p = .501 Modellzusammenfassung: R2 = .360 (korr. R2 = .280) ANOVA: F(3,24) = 4,49, p < .05	r = .737 β = .578 p < .01**	r = -.058 β = -.054 p = .748
	L	r = .225 β = .117 p = .474 Modellzusammenfassung: R2 = .451 (korr. R2 = .383) ANOVA: F(3,24) = 6,58, p < .01	r = .844 β = .633 p < .01**	r = -.224 β = -.215 p = .190
Lateral Jump	S	r = -.113 β = -.103 p = .599 Modellzusammenfassung: R2 = .133 (korr. R2 = .033) ANOVA: F(3,26) = 1,32, p = .288	r = .334 β = .410 p = .069	r = -.199 β = -.284 p = .180
	M	r = -.151 β = -.127 p = .492 Modellzusammenfassung: R2 = .190 (korr. R2 = .093) ANOVA: F(3,25) = 1,95, p = .146	r = .468 β = .512 p < .05*	r = -.177 β = -.275 p = .214
	L	r = -.276 β = -.258 p = .228 Modellzusammenfassung: R2 = .125 (korr. R2 = .015) ANOVA: F(3,24) = 1,12, p = .354,	r = -.213 β = -.196 p = .326	r = -.025 β = -.042 p = .843

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* p<0,05, ** p<0,01.

Probanden: n = 32.

Zusammenhänge zwischen den Hüftgelenkexkursionen und der medio-lateralen Knieschlackerbewegung:

Bilaterale Drop Jumps

In den Belastungsstufen „S“ $F(3,23) = 3,20$ und „L“ $F(3,23) = 4,74$ wurde jeweils ein signifikanter Zusammenhang der Innenrotation ($p < .05$) mit der medio-lateralen Schlackerbewegung verzeichnet (vgl. Tabelle 17). Die Belastungsstufe „M“ $F(3,23) = 2,82$ erreichte als Gesamtmodell das Signifikanzniveau mit $p = .061$ knapp nicht. Bei den Belastungsstufen „S“ und „L“ wurde ein schwacher bis mittlerer Effekt der Innenrotation auf die medio-laterale Schlackerbewegung ermittelt ($r_S = .160$, $r_L = .212$). Die Betagewichte weisen diese als signifikante Prädiktoren aus ($\beta_S = .508$, $\beta_L = .428$).

Unilaterale Drop Jumps

Der Innenrotation wurde in allen drei Belastungsstufen „S“ $F(3,23) = 9,16$, „M“ $F(3,24) = 14,62$, „L“ $F(3,26) = 8,81$ ein signifikanter ($p < .01$) Zusammenhang mit der medio-lateralen Knieschlackerbewegung nachgewiesen (vgl. Tabelle 17). Bei „M“ und „L“ wies auch die Hüftflexion einen signifikanten ($p < .01$) Zusammenhang auf. Die Innenrotation ($r_S = .801$, $r_M = .551$, $r_L = .499$) wies stärkere Effekte als die Flexion ($r_M = .380$, $r_L = .440$) auf. Ebenso errechneten sich für die Innenrotation als signifikanter Prädiktor größere Betagewichte ($\beta_S = .766$, $\beta_M = .629$, $\beta_L = .571$) als für die Hüftflexion ($\beta_M = .418$, $\beta_L = .450$) bezüglich der medio-lateralen Schlackerbewegung.

Landungen

Für die Belastungsstufe „S“ $F(3,26) = 10,72$ konnten sowohl für die Innenrotation ($p < .01$) als auch die Abduktion ($p < .01$) und die Flexion ($p < .05$) signifikante Zusammenhänge mit der medio-lateralen Schlackerbewegung berechnet werden (vgl. Tabelle 18). Dabei wurden für die Innenrotation bei der Effektstärke ($r = .520$) sowie der Betagewichte ($\beta = .474$) höhere Werte als bei Flexion ($r = .032$, $\beta = .306$) und auch Abduktion ($r = .072$, $\beta = .380$) errechnet.

Die Belastungsstufe „M“ $F(3,25) = 5,01$ verzeichnete einen signifikanten Zusammenhang der Innenrotation ($p < .01$) und der Flexion ($p < .05$) mit der medio-lateralen Schlackerbewegung, wobei die Innenrotation einen höheren Prädiktorwert ($\beta = .490$) sowie Effektstärke ($r = .566$) als die Flexion ($\beta = .415$, $r = .043$) aufweist.

Für die Innenrotation konnte in der Belastungsstufe „L“ $F(3,25) = 11,71$ ein signifikanter ($p < .01$) Zusammenhang mit der medio-lateralen Schlackerbewegung verzeichnet werden. Mit $r = .833$ wurde ein starker Effekt der Innenrotation errechnet und war mit $\beta = .763$ ein signifikanter Prädiktor.

Laterale Sprünge

Die Innenrotation wies in den Belastungsstufen „S“ $F(3,25)=3,06$ sowie „M“ $F(3,24) = 14,62$ einen signifikanten ($p < .05$) Zusammenhang mit der medio-laterale Schläckerbewegung (vgl. Tabelle 18) auf. Dabei wurde jeweils ein starker Effekt der Innenrotation ($r_S = .680$, $r_M = .780$) errechnet. Im Vergleich der standardisierten Koeffizienten konnte die Innenrotation wiederum als signifikanter Prädiktor ausgewiesen werden ($\beta_S = .453$, $\beta_M = .456$).

Tabelle 17: Zusammenhang zwischen den Hüftwinklexkursionen und der medio-lateralen Knieschläckerbewegung bei Drop Jumps.

Belastungsform	Kriterium:	Prädiktoren:		
		Abduktion Hüfte [Winkel °]	Innenrotation Hüfte [Winkel °]	Flexion Hüfte [Winkel °]
	Medio-laterale Knieschläckerbewegung [Δ °]			
	Stufe			
Drop Jump BB	S	r = -.015 Beta = -.273 p = .217 Modellzusammenfassung: $R^2 = .295$ (korr. $R^2 = .203$) ANOVA: $F(3,23) = 3,20$, $p < .05$	r = .160 Beta = .508 $p < .05^*$	r = .050 Beta = .234 p = .217
	M	r = -.022 Beta = -.294 p = .121 Modellzusammenfassung: $R^2 = .270$ (korr. $R^2 = .174$) ANOVA: $F(3,23) = 2,82$, $p = .061$	r = .166 Beta = .392 $p < .05^*$	r = .061 Beta = .236 p = .209
	L	r = -.011 Beta = -.148 p = .394 Modellzusammenfassung: $R^2 = .382$ (korr. $R^2 = .302$) ANOVA: $F(3,23) = 4,74$, $p < .01$	r = .212 Beta = .428 $p < .05^*$	r = .086 Beta = .334 p = .074
Drop Jump EB	S	r = .033 Beta = .218 p = .152 Modellzusammenfassung: $R^2 = .544$ (korr. $R^2 = .485$) ANOVA: $F(3,23) = 9,16$, $p < .01$	r = .801 Beta = .766 $p < .01^{**}$	r = .188 Beta = .160 p = .277
	M	r = .061 Beta = .044 p = .335 Modellzusammenfassung: $R^2 = .646$ (korr. $R^2 = .602$) ANOVA: $F(3,24) = 14,62$, $p < .01$	r = .551 Beta = .629 $p < .01^{**}$	r = .380 Beta = .418 $p < .01^{**}$
	L	r = .031 Beta = .198 p = .163 Modellzusammenfassung: $R^2 = .504$ (korr. $R^2 = .447$) ANOVA: $F(3,26) = 8,81$, $p < .01$,	r = .499 Beta = .571 $p < .01^{**}$	r = .440 Beta = .450 $p < .01^{**}$

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Probanden: n = 32.

Tabelle 18: Zusammenhang zwischen den Hüftwinklexkursionen und der medio-lateralen Knieschläckerbewegung bei Landungen und Lateralsprüngen

Belastungsform	Kriterium: Medio-laterale Knieschläckerbewegung [Δ°] Stufe	Prädiktoren:		
		Abduktion Hüfte [Winkel $^\circ$]	Innenrotation Hüfte [Winkel $^\circ$]	Flexion Hüfte [Winkel $^\circ$]
Landung EB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .553$ (korr. $R^2 = .502$) ANOVA: $F(3,26) = 10,72, p < .01$ $r = .072$ Beta = .380 $p < .01^{**}$	$r = .520$ Beta = .474 $p < .01^{**}$	$r = .032$ Beta = .306 $p < .05^*$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .376$ (korr. $R^2 = .301$) ANOVA: $F(3,25) = 5,01, p < .01$ $r = .011$ Beta = .005 $p = .973$	$r = .566$ Beta = .490 $p < .01^{**}$	$r = .043$ Beta = .415 $p < .05^*$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .584$ (korr. $R^2 = .534$) ANOVA: $F(3,25) = 11,71, p < .01$ $r = .031$ Beta = .188 $p = .181$	$r = .833$ Beta = .763 $p < .01^{**}$	$r = .014$ Beta = .159 $p = .256$
Lateral Jump	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .269$ (korr. $R^2 = .181$) ANOVA: $F(3,25) = 3,06, p < .05$ $r = .028$ Beta = .102 $p = .591$	$r = .680$ Beta = .351 $p < .05^*$	$r = .034$ Beta = .203 $p = .288$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .316$ (korr. $R^2 = .231$) ANOVA: $F(3,24) = 3,69, p < .05$ $r = .017$ Beta = .027 $p = .877$	$r = .780$ Beta = .456 $p < .05^*$	$r = .021$ Beta = .164 $p = .411$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .222$ (korr. $R^2 = .121$) ANOVA: $F(3,23) = 2,19, p = .116$ $r = .012$ Beta = .043 $p = .835$	$r = .066$ Beta = .351 $p = .094$	$r = .013$ Beta = .143 $p = .553$

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Probanden: $n = 32$.

Zusammenhänge zwischen den Hüftantrieben und der maximalen Knieabduktion:

Bilaterale Drop Jumps

Für keine der drei Belastungsstufen konnte ein signifikanter Zusammenhang der Impulsänderung mit dem Knieabduktionswinkel errechnet werden (vgl. Tabelle 19).

„S“ $F(3,24) = .720$, $p = .550$; „M“ $F(3,26) = .497$, $p = .688$; „L“ $F(3,24) = .190$, $p = .902$.

Unilaterale Drop Jumps

Analog zu den bilateralen Drop Jumps wurde auch für keine Belastungsstufe der unilateralen Drop Jumps ein signifikanter Zusammenhang der Impulsänderung mit der maximalen Abduktion des Kniegelenks in der Frontalebene errechnet (vgl. Tabelle 19):

„S“ $F(3,26) = .142$, $p = .934$; „M“ $F(3,25) = .447$, $p = .722$; „L“ $F(3,23) = .707$, $p = .558$.

Landungen

Auch die Gesamtmodelle für alle drei Belastungsstufen bei Landungen verzeichneten keinen signifikanten Zusammenhang der Impulsänderung mit der maximalen Knieabduktionsstellung (vgl. Tabelle 20):

„S“ $F(3,26) = .767$, $p = .523$; „M“ $F(3,27) = .738$, $p = .539$; „L“ $F(3,26) = 1,17$, $p = .342$.

Laterale Sprünge

Für die Belastungsform „Lateral Sprung“ wurde in der Belastung „S“ $F(3,25) = 3,05$ ein signifikanter Zusammenhang ($p < .05$) der Impulsänderung mit dem Knieabduktionswinkel berechnet (vgl. Tabelle 20). Dabei verzeichnete die innenrotatorisch wirkende Impulsänderung einen größeren Effekt ($r = -.635$) gegenüber der Hüftflexion wirkenden Impulsänderung ($r = .220$). Der Vergleich der standardisierten Koeffizienten zeigte, dass die Impulsänderung bezogen auf die Hüftinnenrotation höhere Betawerte ($\beta = -.635$) als die hüftbeugende Impulsänderung ($\beta = .566$) besitzt.

Die Belastungsstufe „M“ $F(3,24) = 2,70$ wies mit $p = .068$ knapp keinen signifikanten Zusammenhang auf. Für „L“ $F(3,23) = .440$, $p = .726$ wurde kein signifikanter Zusammenhang der Impulsänderung bezüglich des Knieabduktionswinkels errechnet.

Tabelle 19: Zusammenhang zwischen den Hüftantrieben (Impulsänderung) und der maximalen Knieabduktion bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

Maximale Knieabduktion [Winkel °] Belastungsform	Kriterium:	Prädiktoren:		
		Impuls Hüfte Abduktion [l=kg*m/s]	Impuls Hüfte Innenrotation [l=kg*m/s]	Impuls Hüfte Flexion [l=kg*m/s]
Drop Jump BB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .083$ (korr. $R^2 = -.032$) ANOVA: $F(3,24) = .720$, $p = .550$ $r = .124$ Beta = .089 $p = .702$	$r = .269$ Beta = .107 $p = .687$	$r = -.162$ Beta = $-.330$ $p = .170$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .054$ (korr. $R^2 = -.055$) ANOVA: $F(3,26) = .497$, $p = .688$ $r = .245$ Beta = .165 $p = .465$	$r = -.084$ Beta = $-.003$ $p = .988$	$r = .043$ Beta = .123 $p = .544$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .023$ (korr. $R^2 = -.099$) ANOVA: $F(3,24) = .190$, $p = .902$ $r = .139$ Beta = .125 $p = .633$	$r = -.276$ Beta = $-.164$ $p = .536$	$r = .041$ Beta = .097 $p = .660$
Drop Jump EB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .016$ (korr. $R^2 = -.097$) ANOVA: $F(3,26) = .142$, $p = .934$ $r = .044$ Beta = .077 $p = .811$	$r = .079$ Beta = .073 $p = .815$	$r = -.023$ Beta = $-.050$ $p = .822$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .051$ (korr. $R^2 = -.063$) ANOVA: $F(3,25) = .447$, $p = .722$ $r = -.036$ Beta = $-.056$ $p = .843$	$r = .217$ Beta = .228 $p = .452$	$r = .029$ Beta = .063 $p = .770$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .084$ (korr. $R^2 = -.035$) ANOVA: $F(3,23) = .707$, $p = .558$, $r = -.055$ Beta = $-.083$ $p = .715$	$r = -.134$ Beta = $-.189$ $p = .455$	$r = .180$ Beta = .322 $p = .176$

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Probanden: $n = 32$.

Tabelle 20: Zusammenhang zwischen den Hüftantrieben (Impulsänderung) und der maximalen Knieabduktion bei Landungen und Lateralsprüngen.

Maximale Knieabduktion [Winkel °] Belastungsform	Kriterium:	Prädiktoren:		
		Impuls Hüfte Abduktion [l=kg*m/s]	Impuls Hüfte Innenrotation [l=kg*m/s]	Impuls Hüfte Flexion [l=kg*m/s]
Landung EB	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .081$ (korr. $R^2 = -.025$) ANOVA: $F(3,26) = .767$, $p = .523$ $r = .109$ Beta = .245 $p = .441$	$r = -.267$ Beta = -.320 $p = .324$	$r = .123$ Beta = .256 $p = .231$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .076$ (korr. $R^2 = -.027$) ANOVA: $F(3,27) = .738$, $p = .539$ $r = .085$ Beta = .197 $p = .475$	$r = -.279$ Beta = -.398 $p = .170$	$r = .066$ Beta = .161 $p = .435$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .119$ (korr. $R^2 = .017$) ANOVA: $F(3,26) = 1,17$, $p = .342$ $r = -.055$ Beta = -.100 $p = .681$	$r = -.155$ Beta = -.286 $p = .228$	$r = .014$ Beta = .036 $p = .860$
Lateral Jump	S	Modellzusammenfassung: $R^2 = .268$ (korr. $R^2 = .180$) ANOVA: $F(3,25) = 3,05$, $p < .05$ $r = .545$ Beta = .382 $p = .074$	$r = -.635$ Beta = -.608 $p < .05^*$	$r = .220$ Beta = .566 $p < .05^*$
	M	Modellzusammenfassung: $R^2 = .252$ (korr. $R^2 = .159$) ANOVA: $F(3,24) = 2,70$, $p = .068$ $r = -.214$ Beta = -.247 $p = .276$	$r = -.126$ Beta = -.143 $p = .533$	$r = .244$ Beta = .666 $p < .05^*$
	L	Modellzusammenfassung: $R^2 = .054$ (korr. $R^2 = -.069$) ANOVA: $F(3,23) = .440$, $p = .726$ $r = .139$ Beta = .189 $p = .443$	$r = -.038$ Beta = -.077 $p = .762$	$r = .041$ Beta = .127 $p = .602$

Belastungsstufen: S = kleine Höhe/Distanz, M = mittlere Höhe/Distanz, L = große Höhe/Distanz.

* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.

Probanden: $n = 32$.

4.3 Effekte der Trainingsinterventionen

4.3.1 Kinematische Parameter

Unterschiede der medio-lateralen Knieschlackerbewegung:

Uni- und bilaterale Drop Jumps

In der Sprungtrainingsgruppe reduzierte sich die medio-laterale Knieschlackerbewegung in allen Drop Jump Belastungsstufen von Pre- zu Posttest. Das Verhältnis kehrte sich für die Krafttrainingsgruppe um, über alle Belastungsstufen war eine Vergrößerung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung zu verzeichnen (vgl. Abbildung 66). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine Belastungsform beider Trainingsgruppen erreicht.

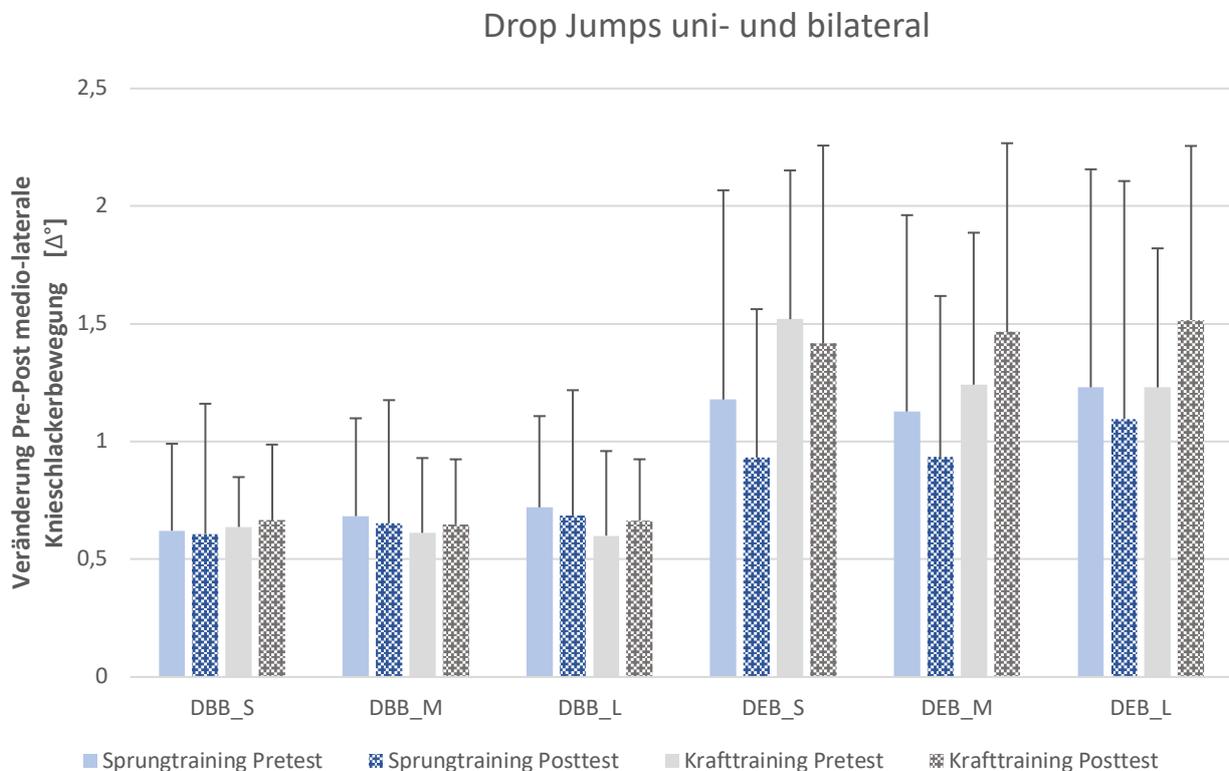


Abbildung 66: Pre- zu Postvergleich der medio-lateralen Knieschlackerbewegung der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.

Bei bilateralen Drop Jumps veränderte sich die medio-laterale Knieschlackerbewegung innerhalb der Krafttrainingsgruppe prozentual größer von Pre- zu Posttest als die Sprungtrainingsgruppe, die bei unilateralen Drop Jumps „S“ und „M“ größere Effekte aufwies (vgl. Tabelle 21). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 21: Prozentuale Veränderung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	-2%	-4%	-5%	-21%	-17%	-11%
Krafttraining	4%	6%	11%	5%	11%	14%
	ns (p= .860)	ns (p= .781)	ns (p= .682)	ns (p= .480)	ns (p= .427)	ns (p= .477)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

Landungen und Lateralsprünge

Die Krafttrainingsgruppe erfuhr, bis auf die Landungen „S“ und „M“, eine Erhöhung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung von Pre- zu Posttest. Gegensätzlich dazu verringerte sich die Knieschlackerbewegung, analog zu den Drop Jumps, für die Sprungtrainingsgruppe (vgl. Abbildung 67). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine Belastungsform beider Trainingsgruppen erreicht.

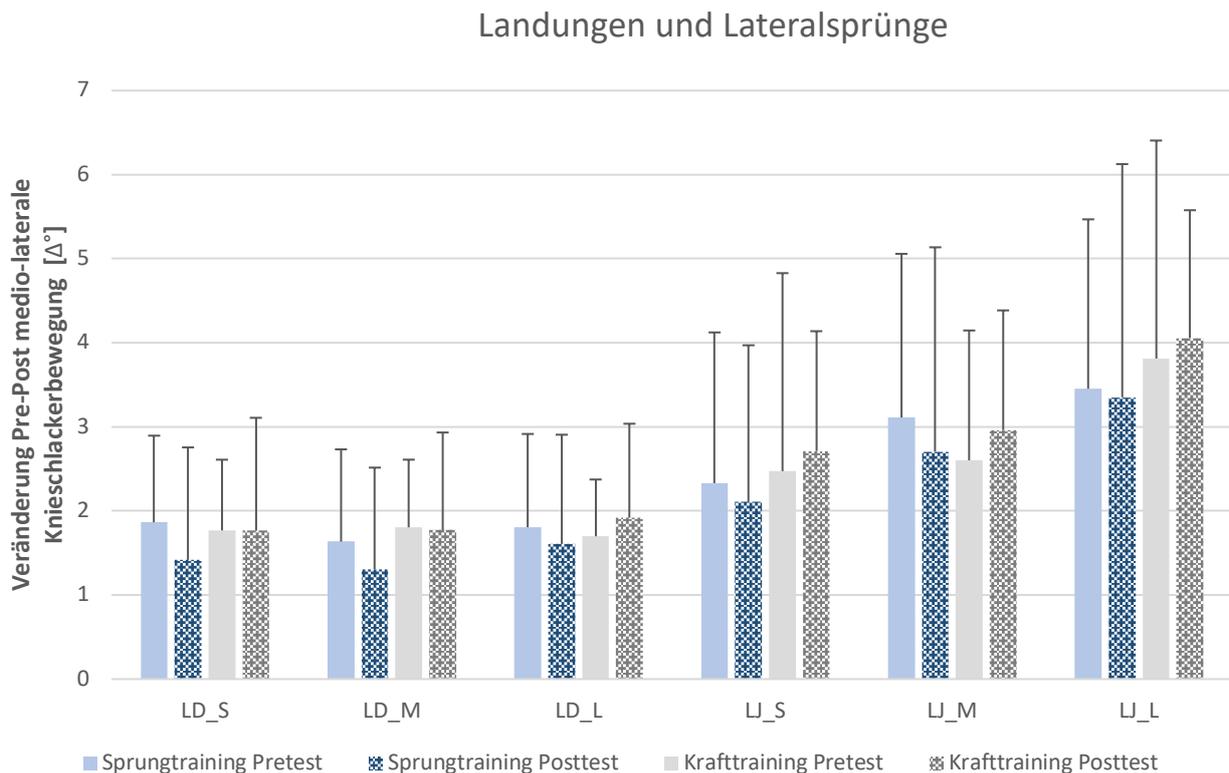


Abbildung 67: Pre- zu Postvergleich der medio-lateralen Knieschlackerbewegung der Trainingsgruppen bei Landungen und lateralen Sprüngen.

Im Gruppenvergleich wies die Sprungtrainingsgruppe prozentual die größere Veränderung bei Landungen auf. Für laterale Sprünge „M“ und „L“ waren bei der Krafttrainingsgruppe größere prozentuale Effekte festzustellen (vgl. Tabelle 22). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 22: Prozentuale Veränderung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und lateralen Sprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	-24%	-20%	-11%	-10%	-13%	-3%
Krafttraining	0%	-2%	3%	10%	14%	6%
	ns (p= .420)	ns (p= .572)	ns (p= .672)	ns (p= .574)	ns (p= .442)	ns (p= .762)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

Unterschiede der Knieabduktionswinkel:

Uni- und bilaterale Drop Jumps

Sowohl die Sprung- als auch die Krafttrainingsgruppe zeigte im Posttest eine Verringerung des Knieabduktionswinkels auf (vgl. Abbildung 68). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

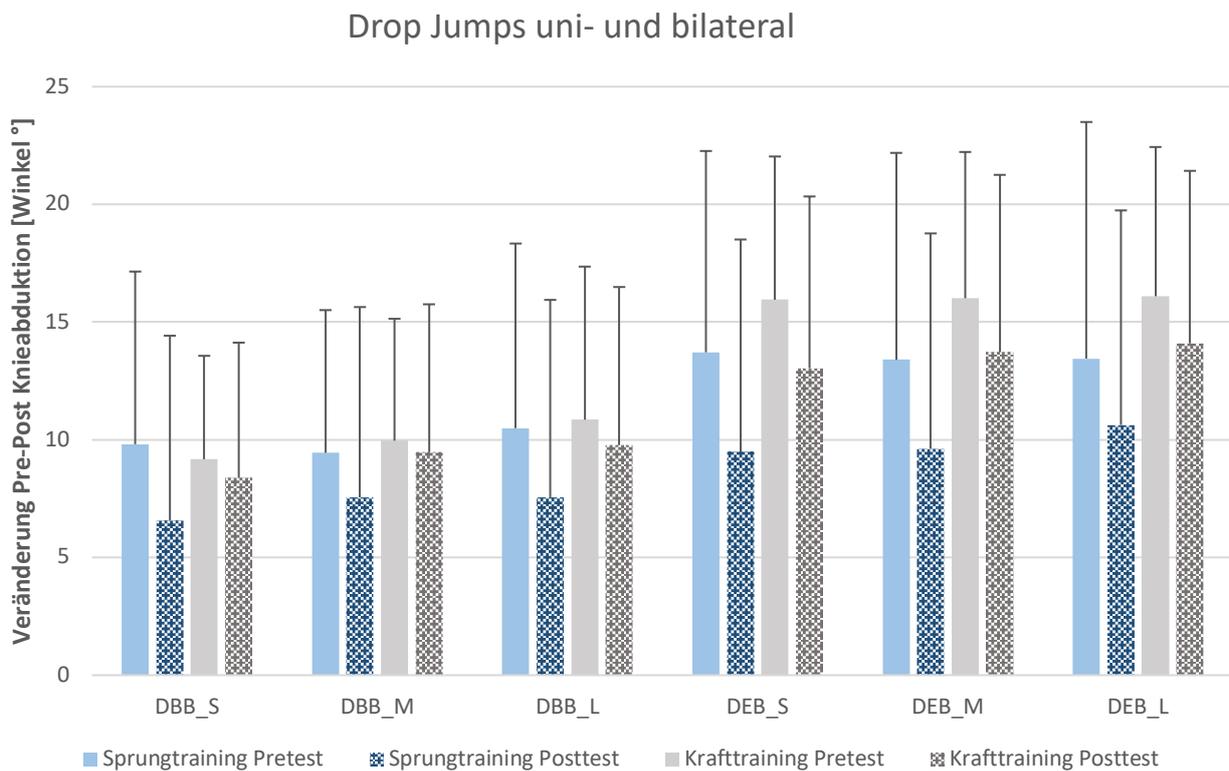


Abbildung 68: Pre- zu Postvergleich des Knieabduktionswinkels der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.

Im Pre- zu Post Vergleich der Trainingsinterventionen (vgl. Tabelle 23) verringerte sich in allen Belastungsstufen der Knieabduktionswinkel in der Sprungtrainingsgruppe prozentual mehr als bei der Krafttrainingsgruppe. Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 23: Prozentuale Veränderung des Knieabduktionswinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	-33%	-20%	-28%	-31%	-28%	-21%
Krafttraining	-9%	-5%	-10%	-18%	-14%	-12%
	ns (p= .461)	ns (p= .865)	ns (p= .662)	ns (p= .802)	ns (p= .759)	ns (p= .871)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 10-12; Krafttraining n = 11-14.

Landungen und Lateralsprünge

Analog zu den uni- und bilateralen Drop Jumps wies sowohl die Sprung- als auch die Krafttrainingsgruppe im Posttest eine Verringerung des Knieabduktionswinkels auf (vgl. Abbildung 69). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

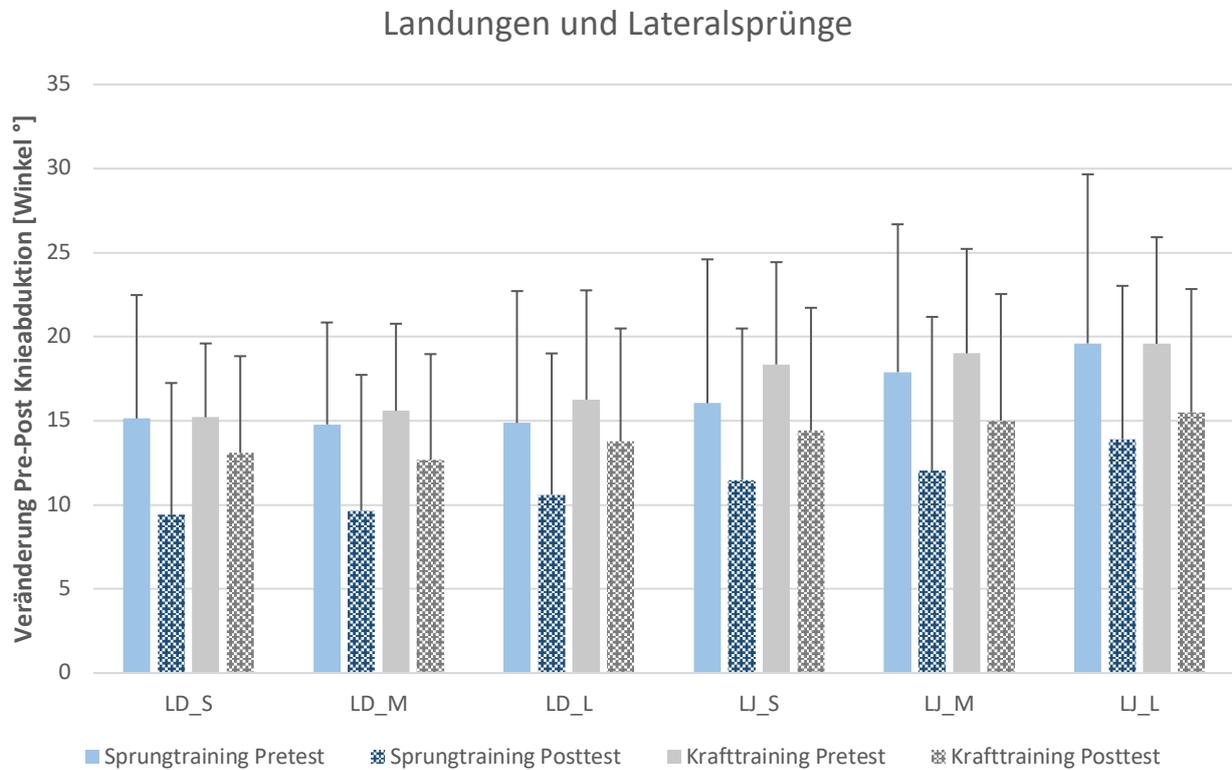


Abbildung 69: Pre- zu Postvergleich des Knieabduktionswinkels der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.

Analog zu den Ergebnissen der uni- und bilateralen Drop Jumps verringerte sich ebenso für Landungen und laterale Sprünge der Knieabduktionswinkel prozentual mehr in der Sprungtrainingsgruppe (vgl. Tabelle 24). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 24: Prozentuale Veränderung des Knieabduktionswinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	-38%	-35%	-29%	-28%	-33%	-29%
Krafttraining	-14%	-19%	-15%	-21%	-21%	-21%
	ns (p= .405)	ns (p= .605)	ns (p= .704)	ns (p= .943)	ns (p= .758)	ns (p= .794)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

Unterschiede der Knierotationswinkel:

Uni- und bilaterale Drop Jumps

Sowohl durch das Sprung- als auch Krafttraining verringerte sich der Knierotationswinkel in allen Belastungsstufen für uni- und bilaterale Drop Jumps (vgl. Abbildung 70). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

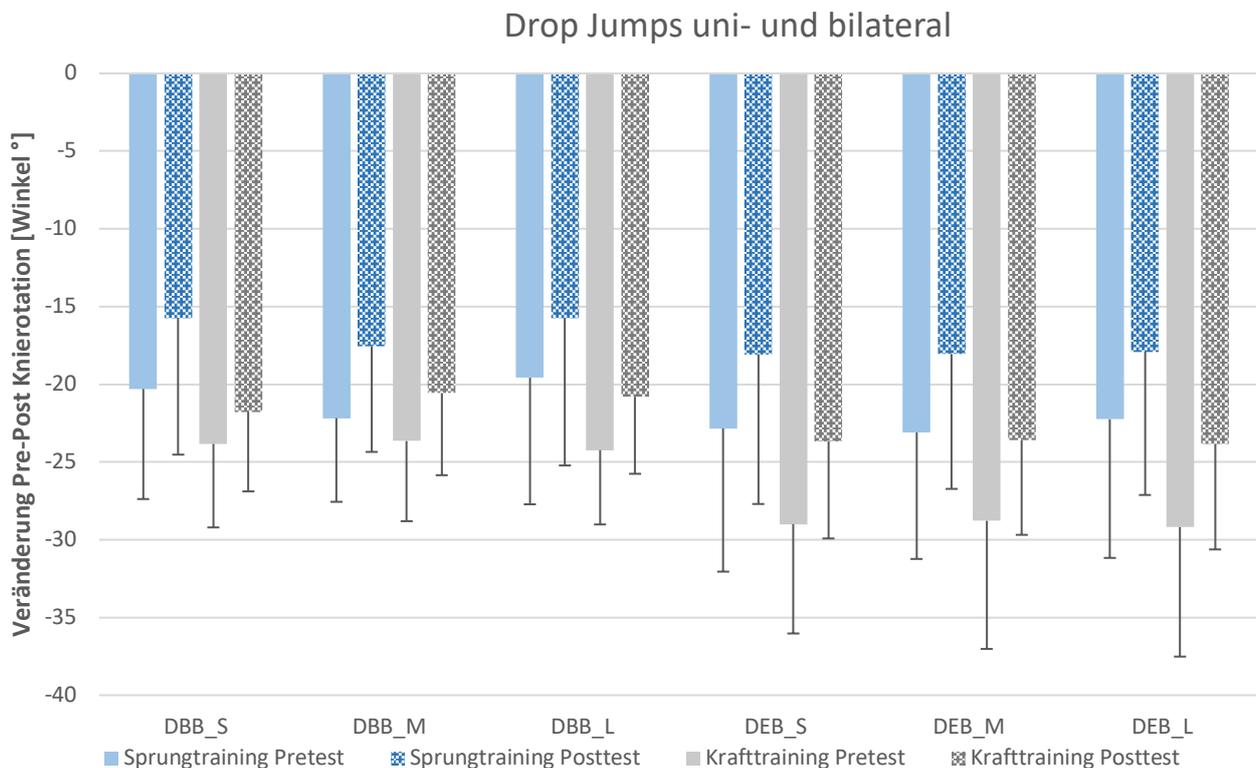


Abbildung 70: Pre- zu Postvergleich des Knierotationswinkels der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.

Prozentual verringerte sich der Knierotationswinkel durch das Sprungtraining mehr gegenüber dem Krafttraining (vgl. Tabelle 25). Die Unterschiede zwischen den Trainingsinterventionen erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

4 Ergebnisse

Tabelle 25: Prozentuale Veränderung des Knierotationwinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps .

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	-23%	-21%	-20%	-21%	-22%	-20%
Krafttraining	-9%	-13%	-14%	-18%	-18%	-18%
	ns (p= .461)	ns (p= .865)	ns (p= .662)	ns (p= .802)	ns (p= .759)	ns (p= .826)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

Landungen und Lateralsprünge

Landungen und Lateralsprünge wiesen durch beide Trainingsinterventionen eine Reduzierung des Knierotationwinkels auf (vgl. Abbildung 71). Die Krafttrainingsgruppe reduzierte den Rotationswinkel bei lateralen Sprüngen in der Belastungsstufe „S“, „M“ (p < .05) und „L“ (p < .01) signifikant. Für die Sprungtrainingsgruppe wurden für „M“ und „L“ signifikant (p < .05) geringere Rotationswinkel im Pre- zu Postvergleich errechnet.

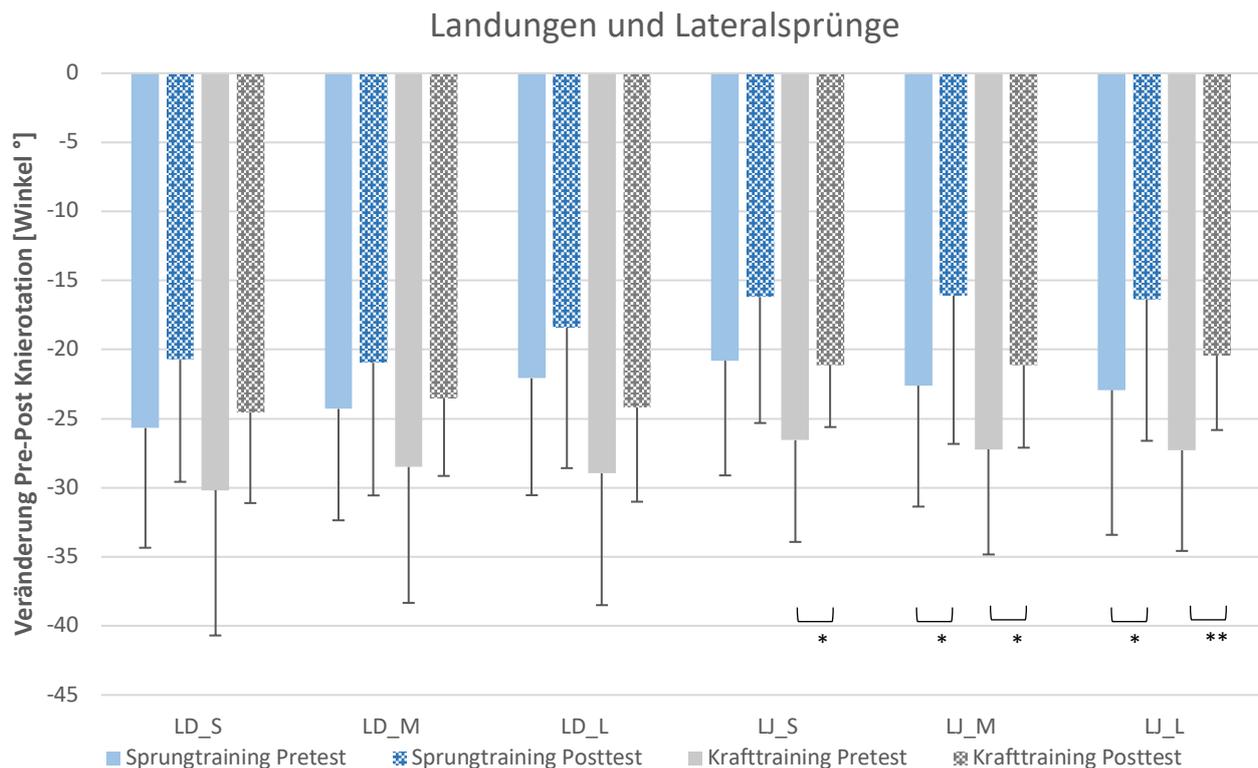


Abbildung 71: Pre- zu Postvergleich des Knierotationwinkels der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.

Im Vergleich der Interventionen (vgl. Tabelle 26) unterschieden sich die Trainingsinterventionen in ihrer Auswirkung auf den Knierotationswinkel bei Landungen für „S“ und „L“ nicht. Die Belastung „M“ wies bei der Krafttrainingsgruppe einen größeren prozentualen Effekt auf. Bei lateralen Sprüngen wiesen die Rotationswinkel durch

das Sprungtraining eine stärkere prozentuale Verringerung gegenüber der Krafttrainingsgruppe auf. Die Unterschiede zwischen den Trainingsinterventionen erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 26: Prozentuale Veränderung des Knie rotationswinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	-19%	-14%	-17%	-22%	-29%	-29%
Krafttraining	-19%	-17%	-17%	-21%	-22%	-25%
	ns ($p = .405$)	ns ($p = .605$)	ns ($p = .704$)	ns ($p = .943$)	ns ($p = .758$)	ns ($p = .794$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

Unterschiede der Hüftrotationswinkel:

Uni- und bilaterale Drop Jumps

Der Hüftrotationswinkel (Innenrotation) reduzierte sich im Pre- zu Post Vergleich sowohl bei der Sprung- als auch Krafttrainingsgruppe (vgl. Abbildung 72). Für unilaterale Drop Jumps in den Belastungen „M“ und „L“ reduzierte sich die Innenrotation signifikant ($p < .05$).

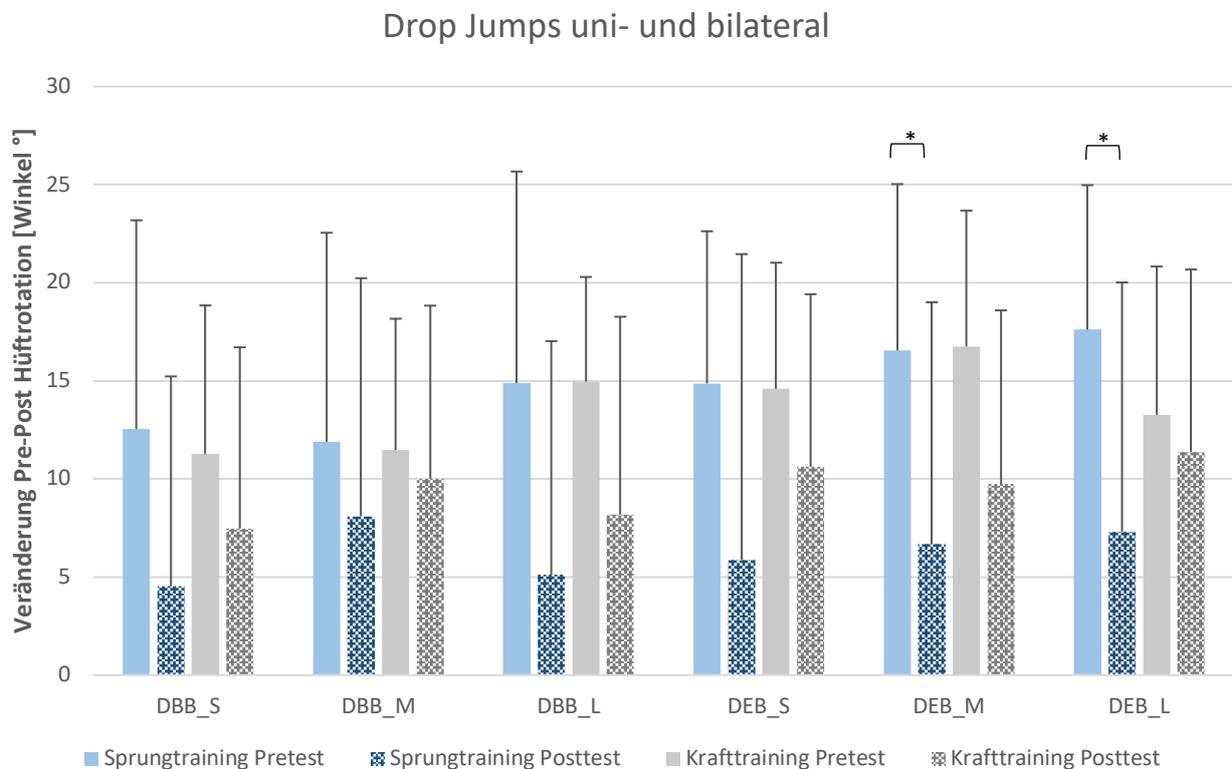


Abbildung 72: Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationswinkels der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.

Die Sprungtrainingsgruppe erzielte durchgängig für uni- und bilaterale Drop Jumps prozentual größere Effekte als die Krafttrainingsgruppe (vgl. Tabelle 27). Die Unterschiede zwischen den Trainingsinterventionen erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 27: Prozentuale Veränderung des Hüftrotationswinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	-64%	-32%	-66%	-60%	-60%	-59%
Krafttraining	-34%	-13%	-45%	-27%	-42%	-14%
	ns (p= .437)	ns (p= .726)	ns (p= .630)	ns (p= .408)	ns (p= .633)	ns (p= .164)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

Landungen und Lateralsprünge

Auch für Landungen und Lateralsprünge reduzierte sich im Pre- zu Post Vergleich der Rotationswinkel (Innenrotation) für beide Trainingsinterventionen (vgl. Abbildung 73). Bei lateralen Sprüngen in den Belastungsstufen „M“ und „L“ reduzierte sich die Innenrotation in der Sprungtrainingsgruppe signifikant ($p < .05$).

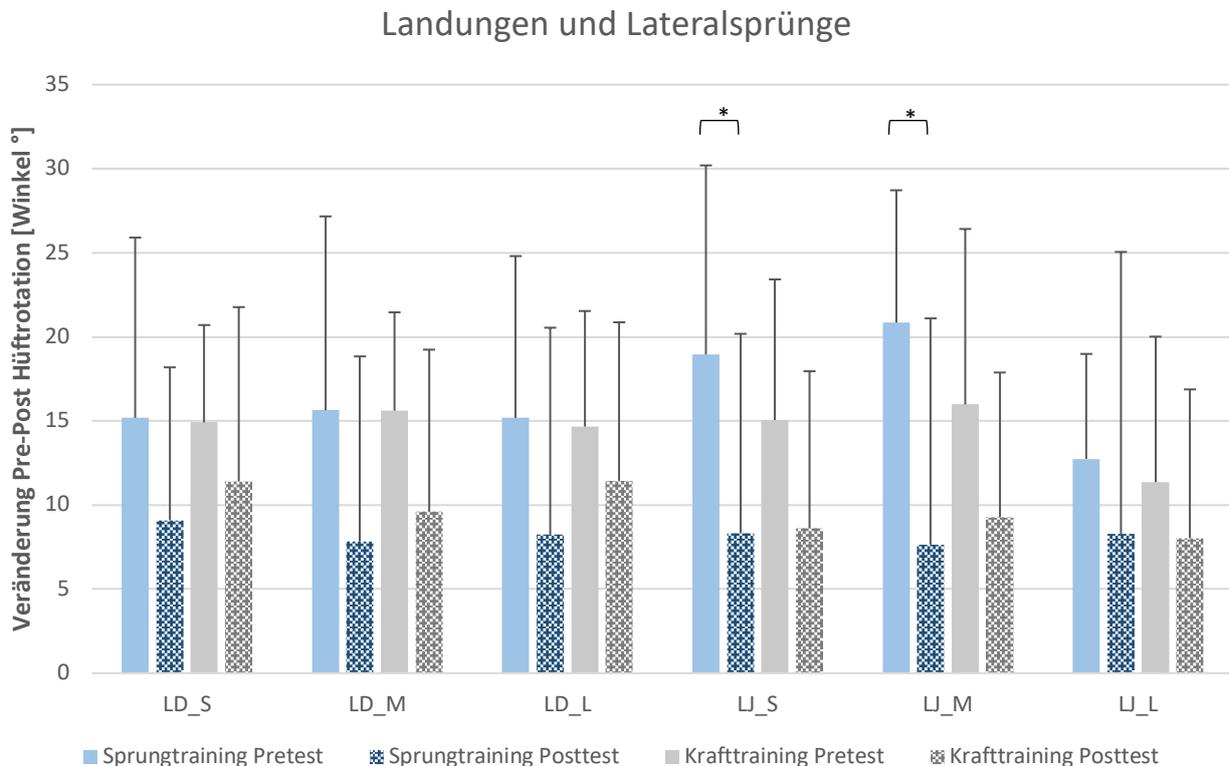


Abbildung 73: Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationswinkels der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.

Analog zu uni- und bilateralen Drop Jumps wies die Sprungtrainingsgruppe auch für Landungen und Lateralsprünge prozentual größere Effekte als die Krafttrainingsgruppe auf (vgl. Tabelle 28). Die Unterschiede zwischen den Trainingsinterventionen erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 28: Prozentuale Veränderung des Hüftrotationswinkels zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	-40%	-50%	-46%	-56%	-63%	-35%
Krafttraining	-24%	-38%	-22%	-43%	-42%	-29%
	ns (p= .649)	ns (p= .760)	ns (p= .510)	ns (p= .501)	ns (p= .336)	ns (p= .279)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

4.2.1 Kinetische Parameter

Unterschiede der maximalen muskulären Leistungsfähigkeit F_{\max}

Die maximale muskuläre Leistungsfähigkeit steigerte sich für alle Muskelgruppen unabhängig der Trainingsintervention (vgl. Abbildung 74). Sowohl die Krafttrainings- als auch Sprungtrainingsgruppe erreichte im Pre- zu Postvergleich durchgängig signifikant ($p < .01$) größere Maximalkraftwerte.

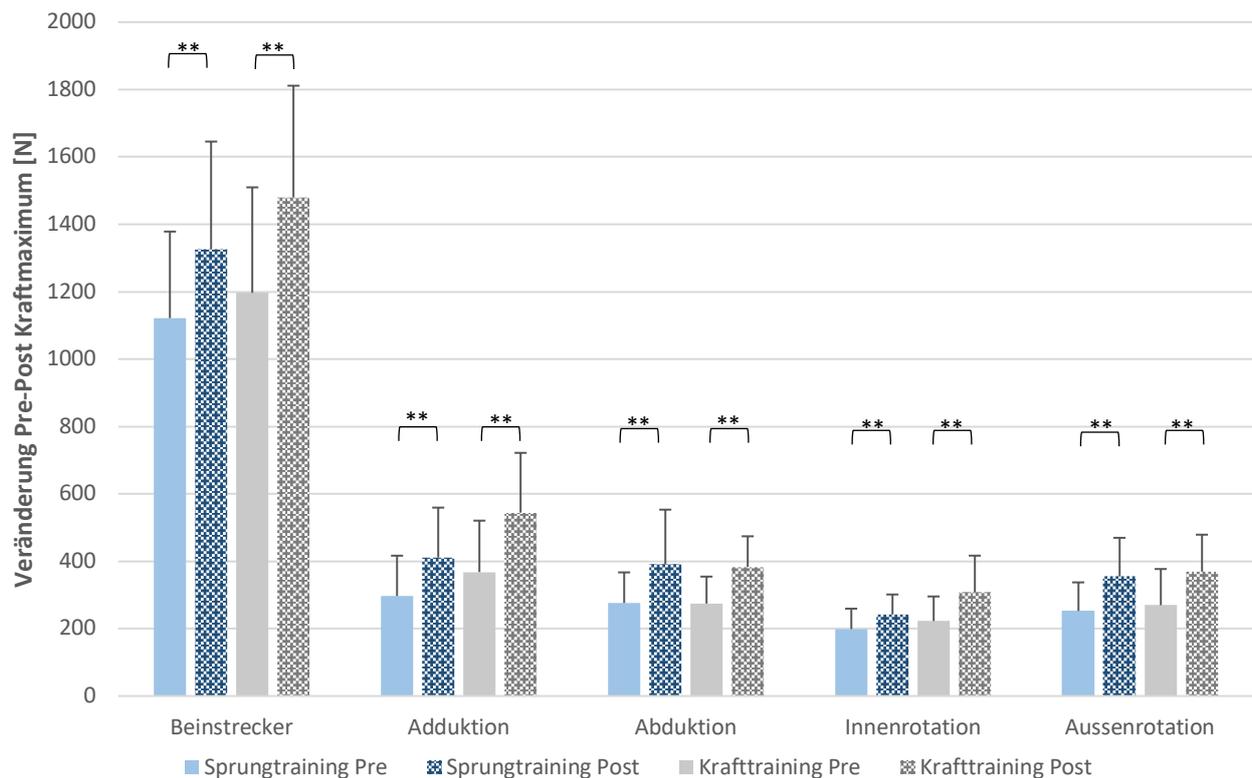


Abbildung 74: Pre- zu Postvergleich der Trainingsgruppen bezüglich ihrer Maximalkraftwerte.

Im Vergleich der Trainingsinterventionen (vgl. Tabelle 29) erzielte die Sprungtrainingsgruppe im Bereich des Beinstreckers sowie der abduzierend und außenrotatorisch wirkenden Muskelgruppen prozentual höhere Steigerungseffekte als die Krafttrainingsgruppe. Umgekehrt konnten größere Steigerungen für die Krafttrainingsgruppe in den antagonistisch wirkenden Muskelgruppen (Adduktion, Innenrotation) festgestellt werden. Keine der jeweiligen Steigerungen erreichte das Signifikanzniveau von $p < .05$.

Tabelle 29: Prozentuale Veränderung der Kraftparameter zwischen Pre- und Posttest [Δ %].

	Beinstrecker	Adduktion	Abduktion	Innenrotation	Außenrotation
Sprungtraining	24%	31%	42%	22%	41%
Krafttraining	22%	55%	40%	38%	37%
	ns (p= .884)	ns (p= .072)	ns (p= .928)	ns (p= .065)	ns (p= .871)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

Unterschiede der Impulsänderung in der Hüftrotation:

Uni- und bilaterale Drop Jumps

Die Impulsänderung bei uni- und bilateralen Drop Jumps verringerte sich bei der Krafttrainingsgruppe von Pre- zu Posttest für alle Belastungsstufen. Dabei verringerten sich die Werte für bilaterale Drop Jumps in der Belastung „S“, „L“ ($p < .01$) und „M“ ($p < .05$) signifikant. Unilaterale Drop Jumps wiesen eine signifikant ($p < .01$) geringere Impulsänderung im Vergleich zum Pretest auf. Die Sprungtrainingsgruppe erreichte durchgehend höhere Impulsänderungen im Vergleich zum Pretest, erreichte jedoch in keiner Belastungsstufe das Signifikanzniveau von $p < .05$ (vgl. Abbildung 75).

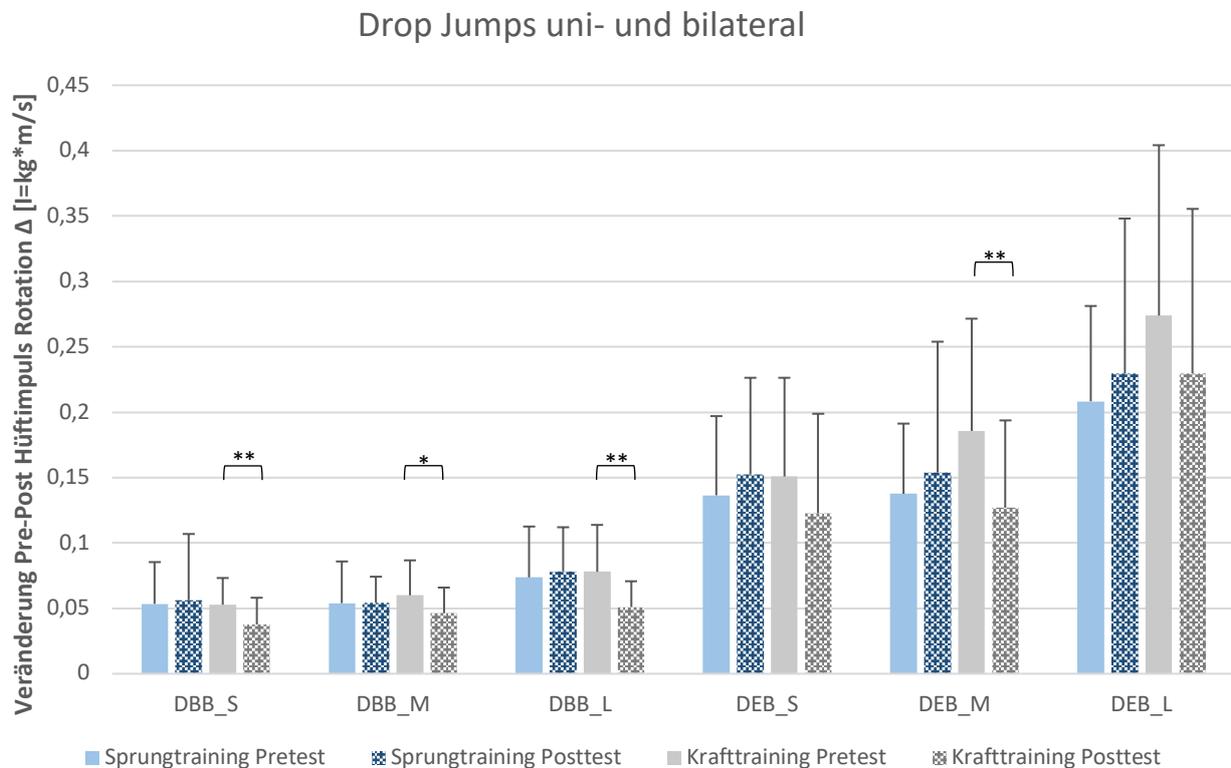


Abbildung 75: Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationsimpulses der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.

In der Veränderung der Impulsänderung von Pre- zu Posttest unterschied sich die Krafttrainingsgruppe diametral entgegengesetzt der Sprungtrainingsgruppe (vgl. Tabelle 30). Dabei waren die Effekte der Krafttrainingsgruppe durchweg prozentual größer. Bei bilateralen Drop Jumps „L“ sowie unilateralen Drop Jumps „M“ unterschied sich die Krafttrainingsgruppe signifikant ($p < .05$) von der Sprungtrainingsgruppe.

Tabelle 30: Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationsimpulses der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen [Δ %].

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	5%	1%	6%	12%	12%	10%
Krafttraining	-29%	-23%	-35%	-19%	-32%	-16%
	ns ($p= .128$)	ns ($p= .247$)	$p < .05^*$	ns ($p= .143$)	$p < .05^*$	ns ($p= .187$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

* = kennzeichnet einen signifikanten Unterschied zwischen Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

Landungen und Lateralsprünge

Landungen (vgl. Abbildung 76) wiesen im Vergleich von Pre- zu Posttest in Folge des Sprungtrainings eine Steigerung der Impulsänderung auf, wobei für die Belastung „L“ der Unterschied signifikant ($p < .05$) war. Das Krafttraining bewirkte eine Verringerung der Impulsänderung, für die Belastungsstufen „S“ und „M“ wurden signifikante ($p < .05$) Unterschiede errechnet.

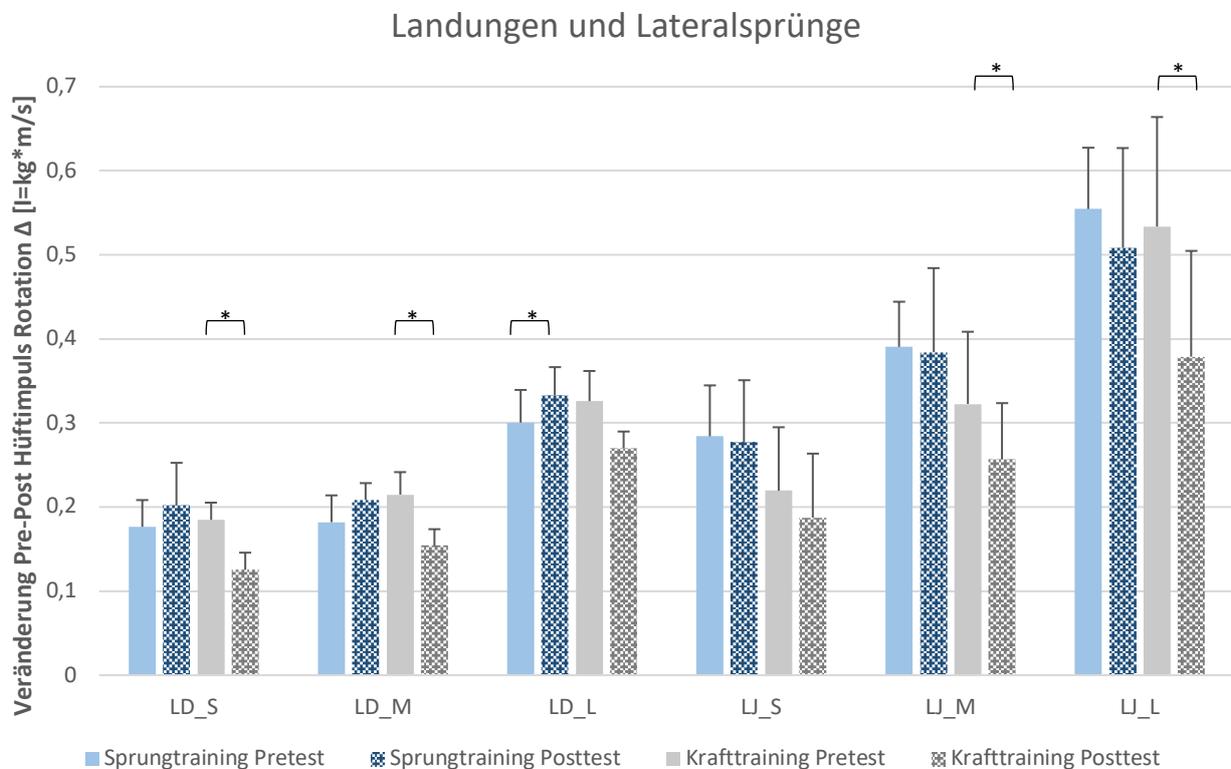


Abbildung 76: Pre- zu Postvergleich des Hüftrotationsimpulses der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.

Laterale Sprünge (vgl. Abbildung 76) verzeichneten sowohl für die Sprung- als auch Krafttrainingsgruppe eine Verringerung der Impulsänderung im Pre- zu Post Vergleich. In der Krafttrainingsgruppe war der Unterschied für die Belastungsstufen „M“ und „L“ signifikant ($p < .05$).

Im Vergleich der Trainingsinterventionen (vgl. Tabelle 31) waren bei der Krafttrainingsgruppe durchgehend größere prozentuale Effekte errechnet worden. Die Unterschiede erreichten jedoch nicht das Signifikanzniveau von $p < .05$.

Tabelle 31: Prozentuale Veränderung des Hüftrotationsimpulses zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	14%	15%	11%	-2%	-2%	-8%
Krafttraining	-32%	-28%	-17%	-15%	-20%	-29%
	ns ($p = .056$)	ns ($p = .060$)	ns ($p = .109$)	ns ($p = .574$)	ns ($p = .202$)	ns ($p = .241$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

Unterschiede der Impulsänderung in der Hüftabduktion:

Uni- und bilaterale Drop Jumps

Die Krafttrainingsgruppe zeigte durchgehend eine Verringerung der Impulsänderung auf, wobei nur bei bilateralen Sprüngen „L“ ein signifikanter Unterschied errechnet wurde ($p < .05$) (vgl. Abbildung 77).

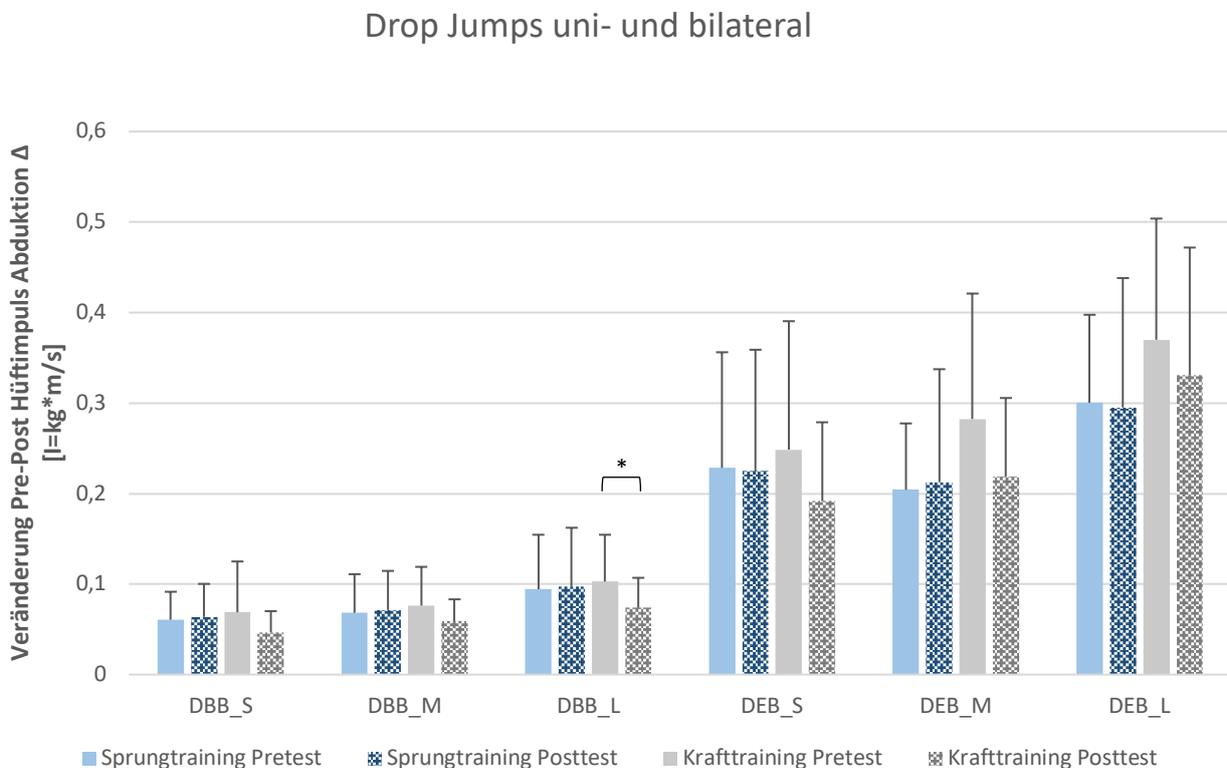


Abbildung 77: Pre- zu Postvergleich des Hüftabduktionsimpulses der Trainingsgruppen bei uni- und bilateralen Sprüngen.

Durch das Sprungtraining vergrößerte sich die Impulsänderung nur geringfügig bzw. verringerte sich bei unilateralen Drop Jumps in den Belastungsstufen „S“ und „L“, wobei in keiner Belastungsform das Signifikanzniveau von $p < .05$ erreicht wurde. Die Krafttrainingsgruppe erzielte durchgehend prozentual größere Effekte als die Sprungtrainingsgruppe (vgl. Tabelle 32). Der Unterschied wurde für keine Belastungsform signifikant.

Tabelle 32: Prozentuale Veränderung des Hüftabduktionsimpulses zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	5%	5%	3%	-2%	4%	-2%
Krafttraining	-32%	-22%	-28%	-23%	-23%	-11%
	ns ($p = .144$)	ns ($p = .206$)	ns ($p = .135$)	ns ($p = .366$)	ns ($p = .168$)	ns ($p = .589$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

Landungen und Lateralsprünge

Die Krafttrainingsgruppe erzielte bei Landungen sowie lateralen Sprüngen durchgehend niedrigere hüftabduzierende Impulsänderungen im Pre- zu Postvergleich (vgl. Abbildung 78). Für Landungen in der Belastung „M“ und „L“ waren die Unterschiede signifikant ($p < .05$).

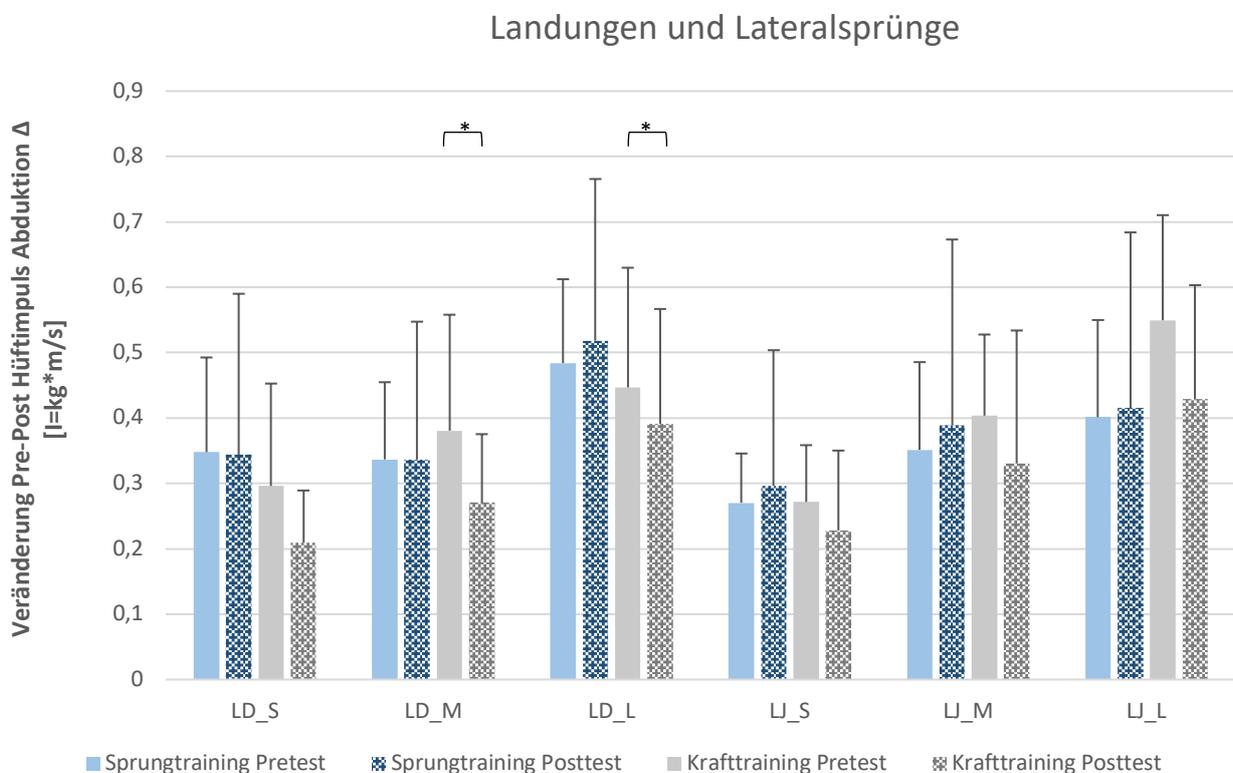


Abbildung 78: Pre- zu Postvergleich des Hüftabduktionsimpulses der Trainingsgruppen bei Landungen und Lateralsprüngen.

Durch das Sprungtraining erhöhte sich die Impulsänderung (bzw. erfuhr sie für die Belastungsform Landung „S“ eine minimale Verringerung sowie für „M“ keine Veränderung), wobei das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht erreicht wurde.

Analog zu den Belastungsformen uni- und bilaterale Drop Jumps erzielte die Krafttrainingsgruppe prozentual durchgehend größere Effekte (vgl. Tabelle 33). Die Unterschiede zwischen den beiden Interventionen erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 33: Prozentuale Veränderung des Hüftabduktionsimpulses zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	-1%	0%	7%	10%	11%	3%
Krafttraining	-29%	-29%	-13%	-16%	-18%	-22%
	ns (p= .204)	ns (p= .096)	ns (p= .259)	ns (p= .311)	ns (p= .248)	ns (p= .220)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

4.2.3 Neuromuskuläre Aktivierung

M. gluteus maximus: Uni- und bilaterale Drop Jumps

Bei uni- sowie bilateralen Drop Jumps zeigte die Sprungtrainingsgruppe für alle Belastungsformen und Belastungsstufen eine prozentuale Erhöhung der neuromuskulären Aktivität auf (vgl. Abbildung 79). Für bilaterale Drop Jumps („L“) wurde ein signifikanter ($p < .05$) Unterschied errechnet. Die Krafttrainingsgruppe verzeichnete insgesamt eine prozentual reduzierte neuromuskuläre Aktivierung im Vergleich von Pre- zu Posttest, die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

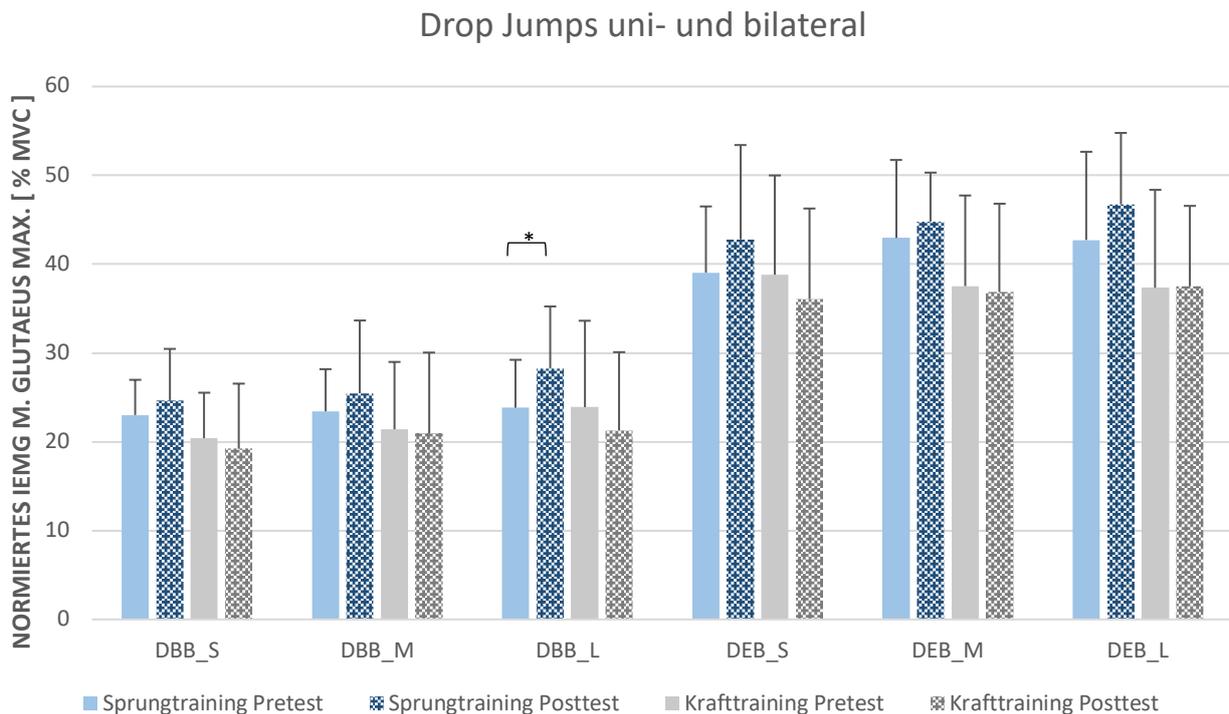


Abbildung 79: Pre- zu Postvergleich des M. gluteus max. bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

Die Sprungtrainingsgruppe erzielte durchgängig für uni- und bilaterale Drop Jumps prozentual größere Effekte als die Krafttrainingsgruppe (vgl. Tabelle 34). Bei bilater-

Tabelle 34: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus max. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	7%	9%	19%	10%	4%	9%
Krafttraining	-6%	-2%	-11%	-7%	-2%	0%
	ns ($p = .165$)	ns ($p = .457$)	$p < .05^*$	ns ($p = .220$)	ns ($p = .594$)	ns ($p = .535$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

* = signifikanter Unterschied

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

alen Drop Jumps „L“ wurde ein signifikanter ($p < .05$) Unterschied zwischen den beiden Trainingsgruppen errechnet.

M. gluteus maximus: Landungen und Lateralsprünge

Die neuromuskuläre Aktivierung verhielt sich für beide Trainingsgruppe schematisch gleich zu den Drop Jump Belastungsformen. Die Sprungtrainingsgruppe verzeichnete eine prozentuale Erhöhung der neuromuskulären Aktivierung im Pre- zu Post Vergleich, die Krafttrainingsgruppe eine prozentuale Verringerung (vgl. Abbildung 80). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

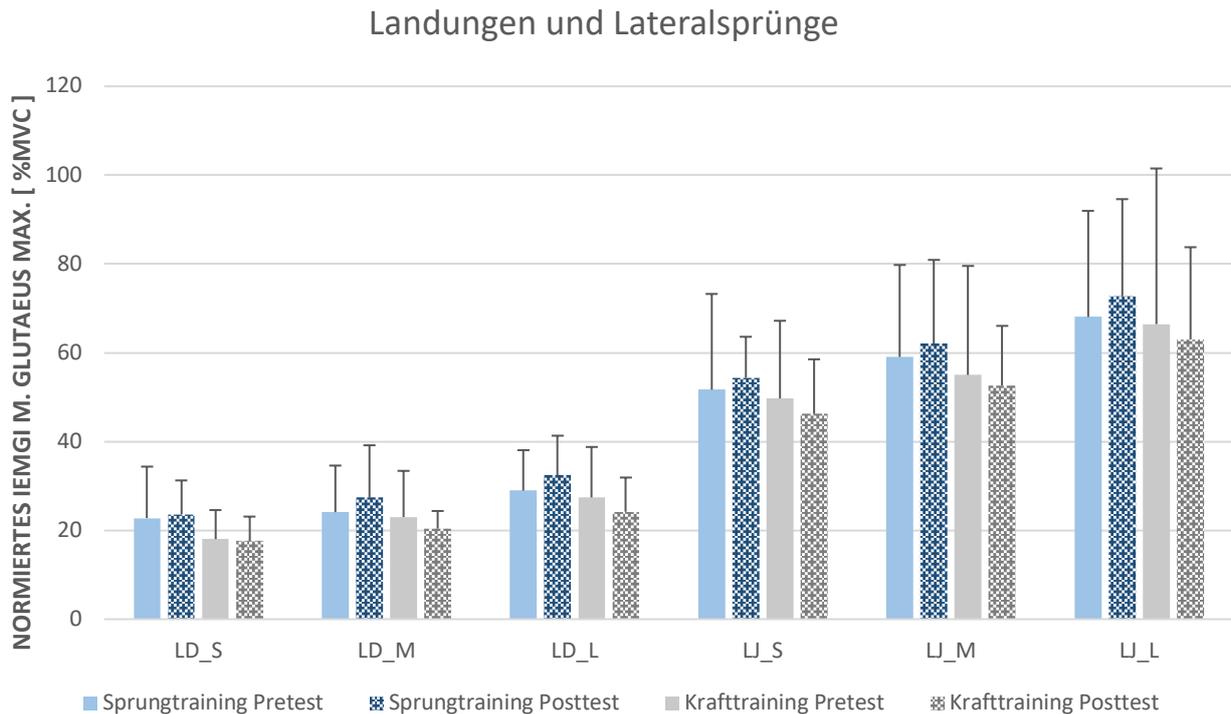


Abbildung 80: Pre- zu Postvergleich des M. gluteus max. bei Landungen und Lateralsprüngen.

Die Sprungtrainingsgruppe erzielte prozentual bei Landungen “S” und “M” sowie bei lateralen Sprüngen “M” und “L” größere Effekte als die Krafttrainingsgruppe (vgl. Tabelle 35). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 35: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus max. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	4%	13%	12%	5%	5%	7%
Krafttraining	-2%	-11%	-12%	-7%	-4%	-5%
	ns ($p = .745$)	ns ($p = .353$)	ns ($p = .218$)	ns ($p = .460$)	ns ($p = .623$)	ns ($p = .564$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

M. gluteus medius: Uni- und bilaterale Drop Jumps

Die neuromuskuläre Aktivierung des M. gluteus medius erhöhte sich prozentual innerhalb der Sprungtrainingsgruppe für alle Belastungsstufen (vgl. Abbildung 81). Umgekehrt verhielt es sich für die Krafttrainingsgruppe, die durchgehend eine prozentuale Verringerung verzeichnete. Die Unterschiede innerhalb beider Gruppen im Pre- zu Post Vergleich erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

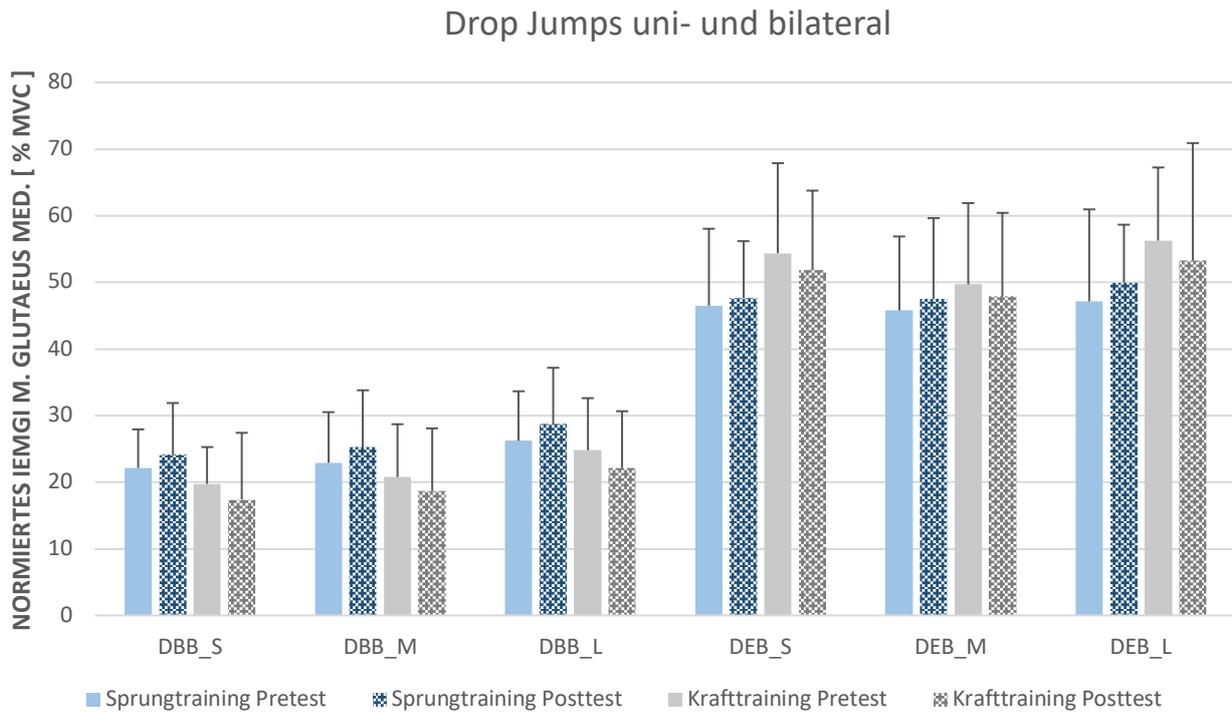


Abbildung 81: Pre- zu Postvergleich des M. gluteus med. bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

Die Krafttrainingsgruppe wies im Vergleich zur Sprungtrainingsgruppe prozentual größere Effekte bei bilateralen Sprüngen “S” und “L” sowie unilateralen Sprüngen “S” auf (vgl. Tabelle 36). Bei der Belastung “L” in unilateralen Sprüngen verzeichnete die Sprungtrainingsgruppe einen gering größeren Effekt. Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 36: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus med. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	9%	10%	9%	2%	4%	6%
Krafttraining	-12%	-10%	-11%	-5%	-4%	-5%
	ns (p= .265)	ns (p= .324)	ns (p= .182)	ns (p= .574)	ns (p= .585)	ns (p= .414)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

M. gluteus medius: Landungen und Lateralsprünge

Die Sprungtrainingsgruppe verzeichnete durchgehend eine prozentual höhere neuromuskuläre Aktivierung im Pre- zu Postvergleich, die Belastungsform laterale Sprünge “M” veränderte sich signifikant ($p < .05$). Die Krafttrainingsgruppe zeigte in allen Belastungsformen eine prozentuale Verringerung der neuromuskulären Aktivierung auf, wobei das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht erreicht wurde (vgl. Abbildung 82).

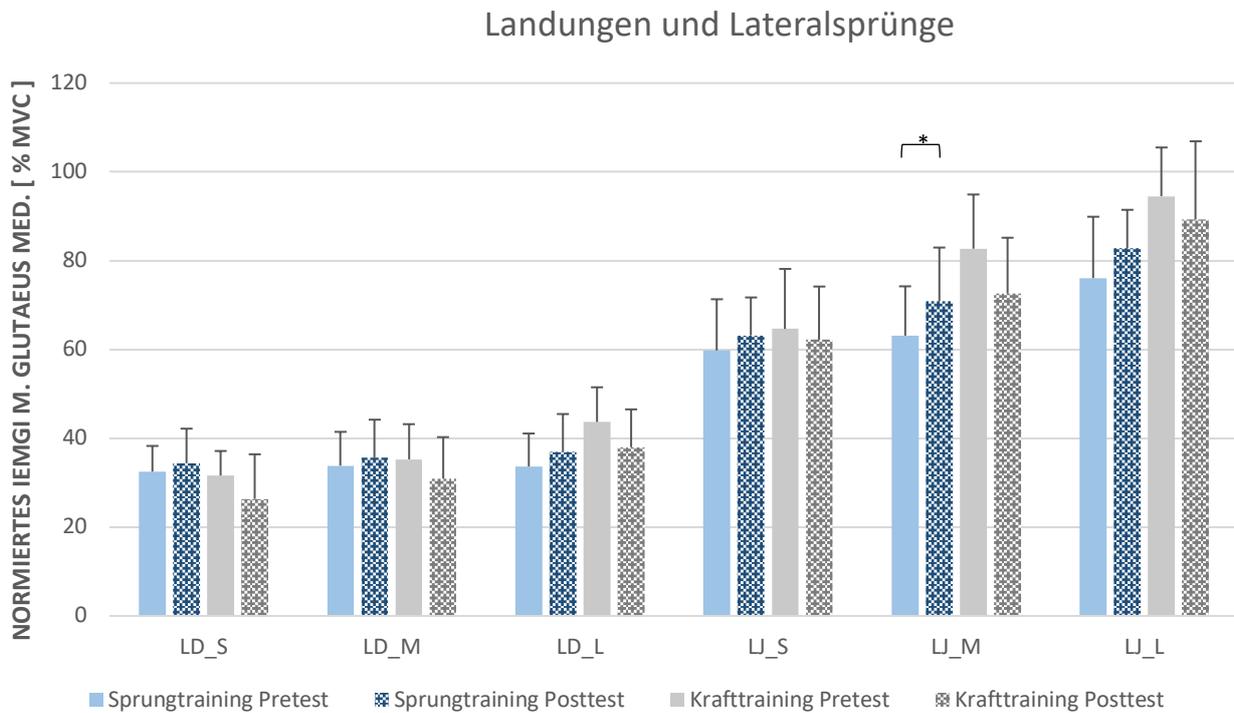


Abbildung 82: Pre- zu Postvergleich des M. gluteus med. bei Landungen und Lateralsprüngen.

Die Krafttrainingsgruppe erzielte bei Landungen im Vergleich zur Sprungtrainingsgruppe prozentual größere Effekte (vgl. Tabelle 37). Bei lateralen Sprüngen verhielt es sich umgekehrt, die Sprungtrainingsgruppe konnte größere Effekte verzeichnen, die Belastungsstufe “M” wies keinen prozentualen Unterschied auf. Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 37: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. gluteus med. zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	6%	5%	10%	6%	12%	9%
Krafttraining	-17%	-12%	-13%	-4%	-12%	-6%
	ns ($p = .180$)	ns ($p = .162$)	ns ($p = .136$)	ns ($p = .528$)	ns ($p = .185$)	ns ($p = .390$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

M. adductor magnus: Uni- und bilaterale Drop Jumps

Bei Drop Jumps erhöhte sich prozentual im Pre- zu Postvergleich das neuromuskuläre Aktivierungsverhalten des M. adductor magnus sowohl für die Sprung- als auch Krafttrainingsgruppe (vgl. Abbildung 83). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine der beiden Belastungsformen erreicht.

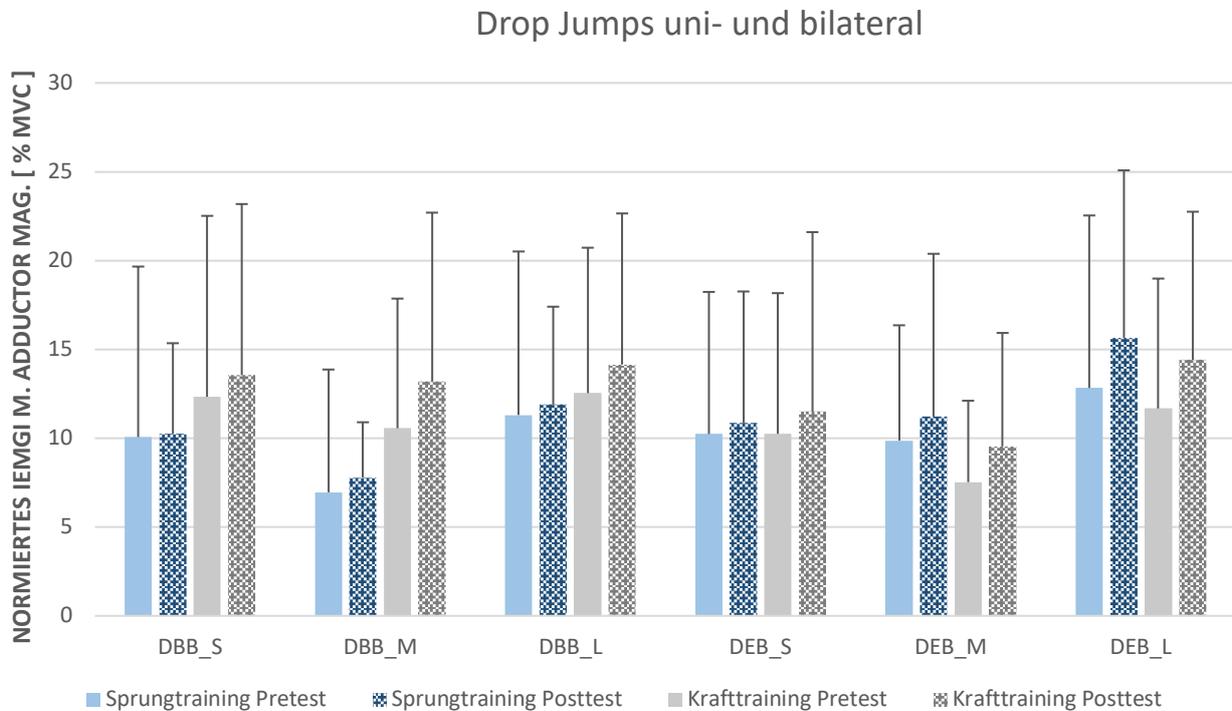


Abbildung 83: Pre- zu Postvergleich des M. adductor magnus bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

Durchgängig wurden für alle Drop Jumps der Krafttrainingsgruppe prozentual größere Effekte gegenüber der Sprungtrainingsgruppe berechnet (vgl. Tabelle 38). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 38: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. adductor magnus zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	2%	12%	5%	6%	14%	22%
Krafttraining	10%	25%	13%	12%	27%	23%
	ns (p= .849)	ns (p= .753)	ns (p= .849)	ns (p= .916)	ns (p= .845)	ns (p= .901)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

M. adductor magnus: Landungen und Lateralsprünge

Analog zu den Veränderungen der Drop Jumps erhöhte sich auch bei Landungen und lateralen Sprüngen die neuromuskuläre Aktivierung bei beiden Trainingsgruppen prozentual im Pre- Post Vergleich (vgl. Abbildung 84). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine Belastungsform erreicht.

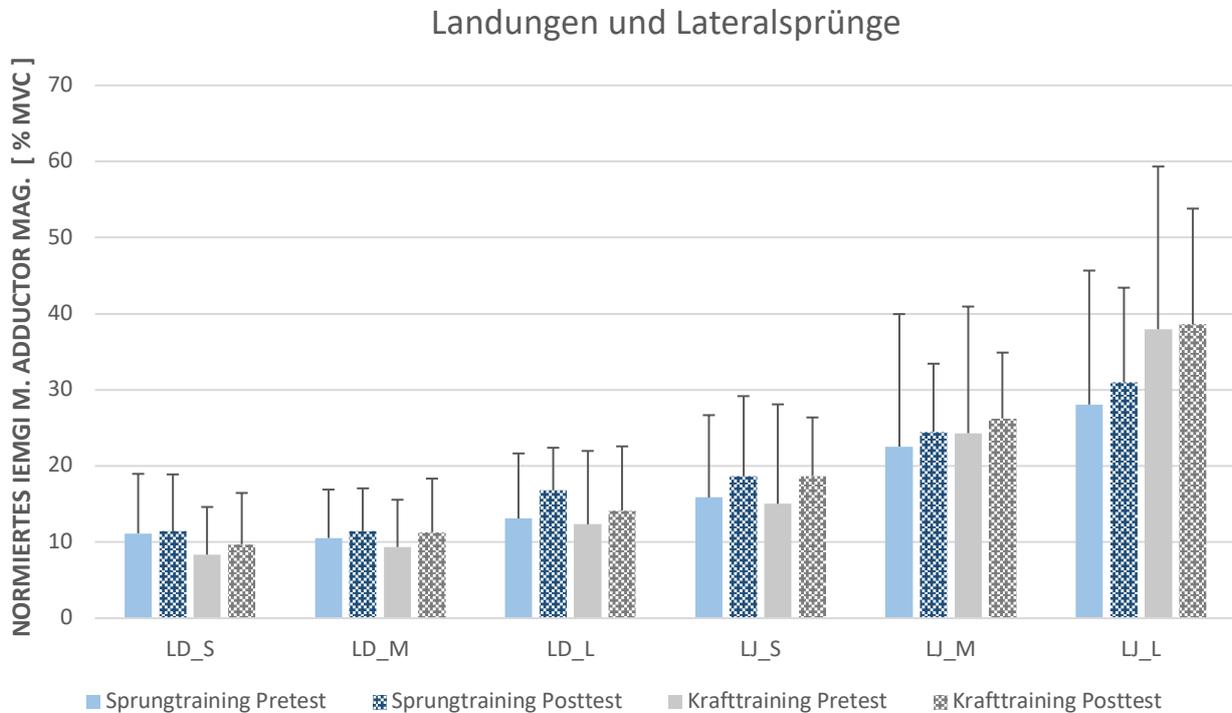


Abbildung 84: Pre- zu Postvergleich des M. adductor magnus bei Landungen und Lateralsprüngen.

Im Vergleich der beiden Trainingsgruppen (vgl. Tabelle 39) verzeichnete die Krafttrainingsgruppe für Landungen “S” und “M” sowie laterale Sprünge “S” prozentual höhere Effekte. Bei den höheren Belastungsstufen für Landungen “L” und laterale Sprünge “M” und “L” wies die Sprungtrainingsgruppe größere Effekte auf. Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 39: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. adductor magnus zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	2%	9%	28%	18%	9%	10%
Krafttraining	16%	21%	15%	24%	8%	2%
	ns (p= .800)	ns (p= .781)	ns (p= .578)	ns (p= .900)	ns (p= .999)	ns (p= .833)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

M. biceps femoris: Uni- und bilaterale Drop Jumps

Bis auf unilaterale Drop Jumps “S” wurde für die Sprungtrainingsgruppe eine prozentuale Erhöhung der neuromuskulären Aktivität von Pre- zu Posttest verzeichnet. Für die Krafttrainingsgruppe war in allen Belastungsformen eine prozentuale Verringerung des neuromuskulären Aktivierungsverhaltens festzustellen (vgl. Abbildung 85). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine Belastungsform beider Trainingsgruppen erreicht.

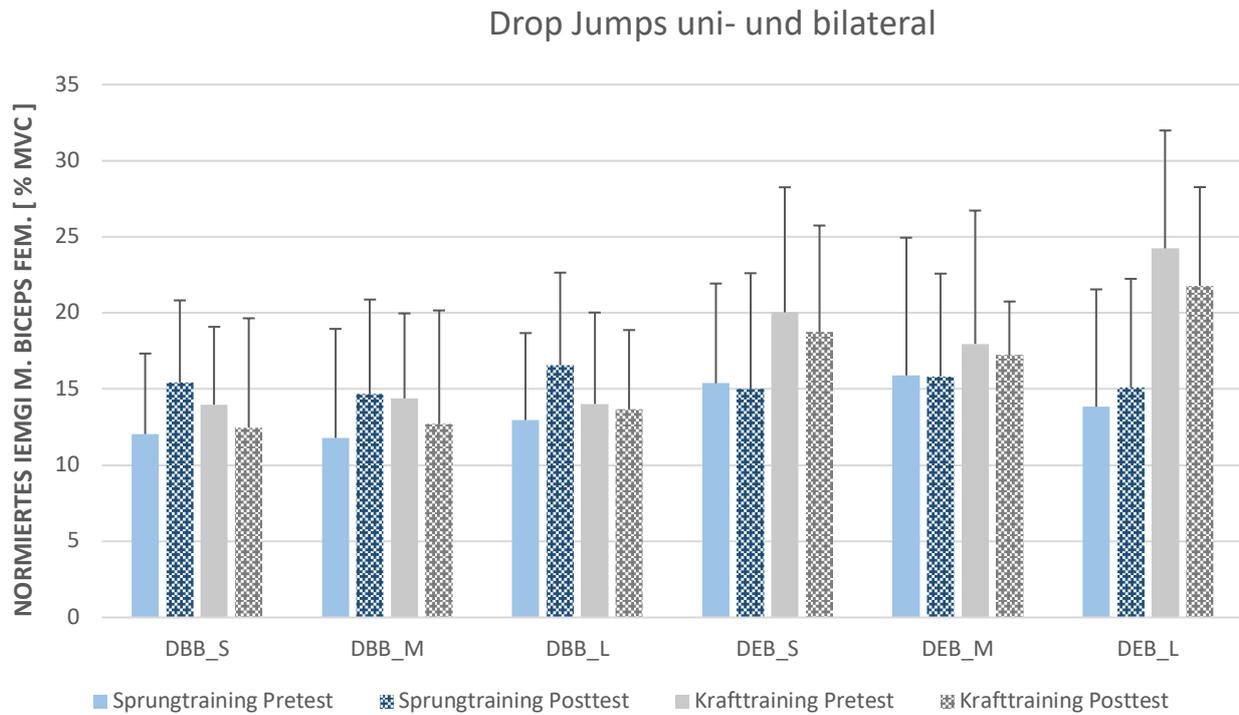


Abbildung 85: Pre- zu Postvergleich des M. biceps femoris bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

Im Vergleich der Trainingsgruppen (vgl. Tabelle 40) wurden für bilaterale Drop Jumps der Sprungtrainingsgruppe prozentual größere Unterschiede berechnet. Umgekehrt verhielt sich dieser Unterschied für unilaterale Drop Jumps, bei denen die Krafttrainingsgruppe verhältnismäßig zur Sprungtrainingsgruppe größere Pre- zu Posttest Unterschiede aufwies. Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 40: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. biceps femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	28%	25%	28%	-2%	0%	9%
Krafttraining	-11%	-12%	-2%	-6%	-4%	-10%
	ns (p= .151)	ns (p= .319)	ns (p= .248)	ns (p= .827)	ns (p= .882)	ns (p= .409)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

M. biceps femoris: Landungen und Lateralsprünge

Das Aktivierungsverhalten bei Landungen und Lateralsprüngen bildete sich ähnlich zu Drop Jumps ab. In jeder Belastungsform erhöhte sich die neuromuskuläre Aktivität prozentual bei der Sprungtrainingsgruppe gegenüber dem Pretest. Wiederum umgekehrt verhielt es sich für die Krafttrainingsgruppe, die eine prozentuale Verringerung der neuromuskulären Aktivität verzeichnete (vgl. Abbildung 86). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine Belastungsform beider Trainingsgruppen erreicht.

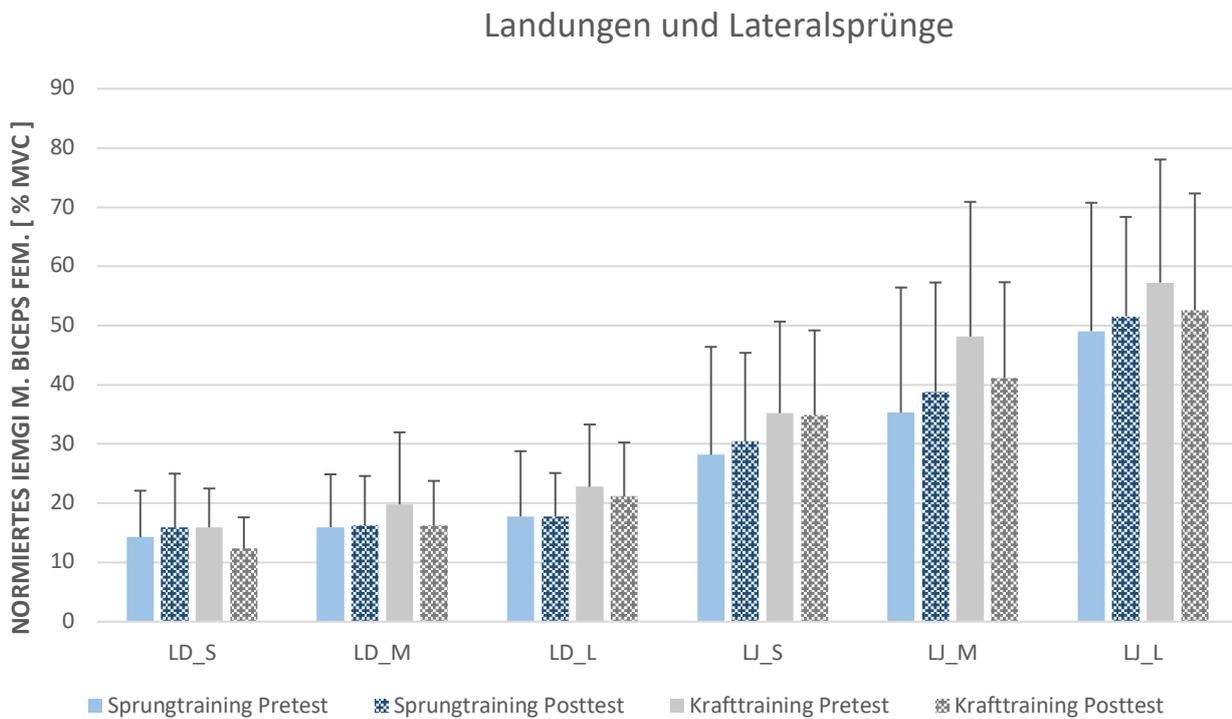


Abbildung 86: Pre- zu Postvergleich des M. biceps femoris bei Landungen und Lateralsprüngen.

Die Krafttrainingsgruppe erzielte gegenüber der Sprungtrainingsgruppe bei Landungen prozentual größere Unterschiede von Pre- zu Posttest (vgl. Tabelle 41). Gleiches galt, mit Ausnahme der Belastungsstufe "S", für laterale Sprünge. Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 41: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. biceps femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	12%	2%	0%	8%	10%	5%
Krafttraining	-23%	-18%	-7%	-1%	-14%	-8%
	ns ($p = .097$)	ns ($p = .447$)	ns ($p = .772$)	ns ($p = .743$)	ns ($p = .475$)	ns ($p = .438$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

M. rectus femoris: Uni- und bilaterale Drop Jumps

Mit Ausnahme der bilateralen Sprünge “L” wurde für alle anderen Belastungsformen beider Trainingsgruppen eine prozentuale Verringerung der neuromuskulären Aktivierung des M. rectus femoris im Posttest erzielt (vgl. Abbildung 87). Für die mittlere Belastung “M” bei bilateralen Sprüngen sowie die Belastung “S” bei unilateralen Sprüngen wurde ein signifikanter ($p < .05$) Unterschied errechnet.

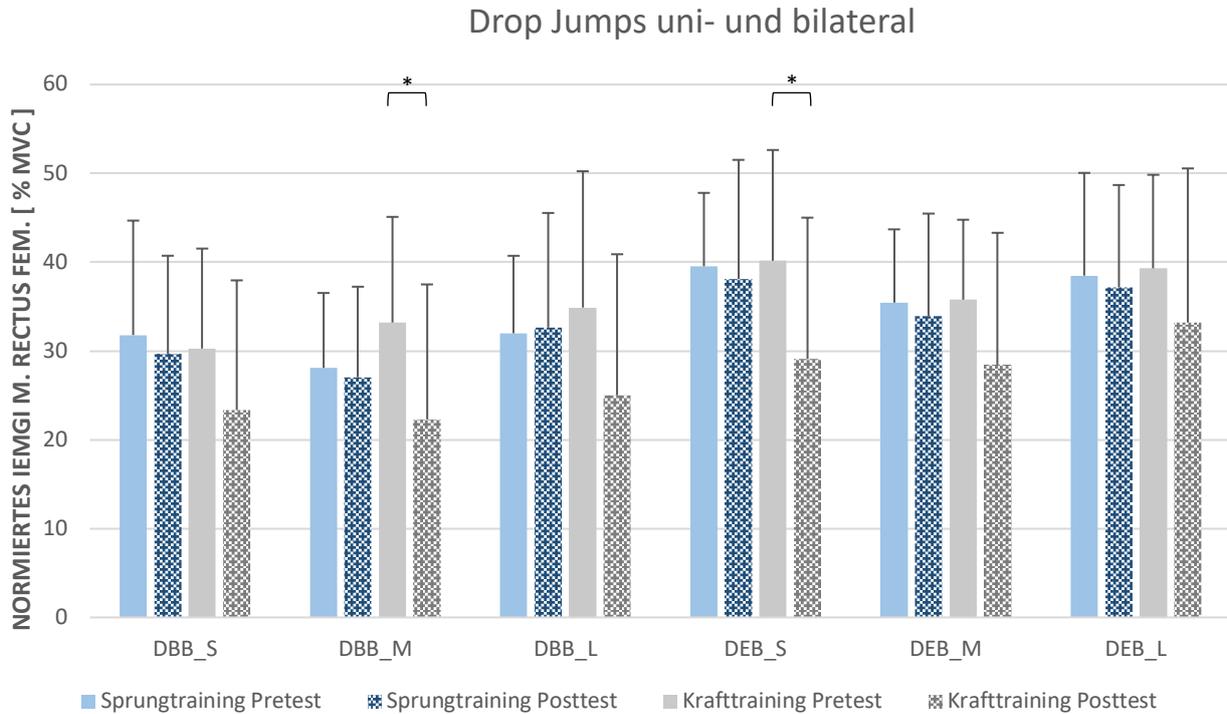


Abbildung 87: Pre- zu Postvergleich des M. rectus femoris bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

Die Krafttrainingsgruppe wies eine durchgehend prozentual größere Verringerung der neuromuskulären Aktivierung im Vergleich zur Sprungtrainingsgruppe auf (vgl. Tabelle 42). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 42: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. rectus femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	-7%	-4%	2%	-4%	-4%	-3%
Krafttraining	-23%	-33%	-28%	-28%	-21%	-16%
	ns ($p = .448$)	ns ($p = .103$)	ns ($p = .116$)	ns ($p = .129$)	ns ($p = .147$)	ns ($p = .499$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

M. rectus femoris: Landungen und Lateralsprünge

Innerhalb der Krafttrainingsgruppe war für jede Belastungsform eine prozentuale Verringerung der neuromuskulären Aktivierung des M. rectus femoris festzustellen (vgl. Abbildung 88). Für Landungen in den Belastungen “S” und “M” sowie lateralen Sprüngen “S” wurde ein signifikanter ($p < .05$) Unterschied errechnet. Die Sprungtrainingsgruppe erfuhr bei Landungen eine Reduktion der neuromuskulären Aktivität im Pre- zu Postvergleich, bei lateralen Sprüngen lediglich für die Belastung “M”.

Landungen und Lateralsprünge

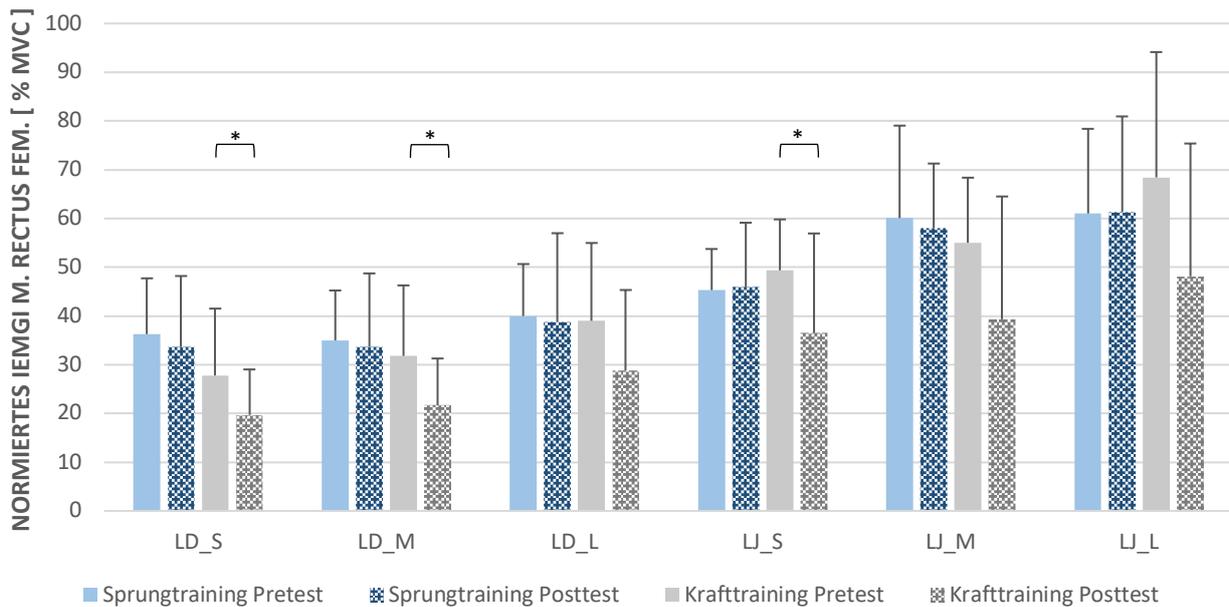


Abbildung 88: Pre- zu Postvergleich des M. rectus femoris bei Landungen und Lateralsprüngen.

Die Krafttrainingsgruppe wies analog zu den Drop Jumps im Vergleich zu der Sprungtrainingsgruppe in allen Belastungsformen prozentual größere Veränderungen im Pre- zu Postvergleich auf (vgl. Tabelle 43). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 43: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. rectus femoris zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	-7%	-4%	-3%	1%	-3%	1%
Krafttraining	-29%	-32%	-26%	-26%	-29%	-30%
	ns ($p = .394$)	ns ($p = .147$)	ns ($p = .234$)	ns ($p = .079$)	ns ($p = .185$)	ns ($p = .114$)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining $n = 12$; Krafttraining $n = 14$.

M. vastus lateralis: Uni- und bilaterale Drop Jumps

Das neuromuskuläre Aktivierungsverhalten des M. vastus lateralis erhöhte sich prozentual innerhalb der Sprungtrainingsgruppe im Pre- zu Postvergleich für alle Belastungsformen. Entgegen dazu erfuhr die Krafttrainingsgruppe in allen Belastungsformen eine prozentuale Verringerung der neuromuskulären Aktivierung (vgl. Abbildung 89). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine Belastungsform beider Trainingsgruppen erreicht.

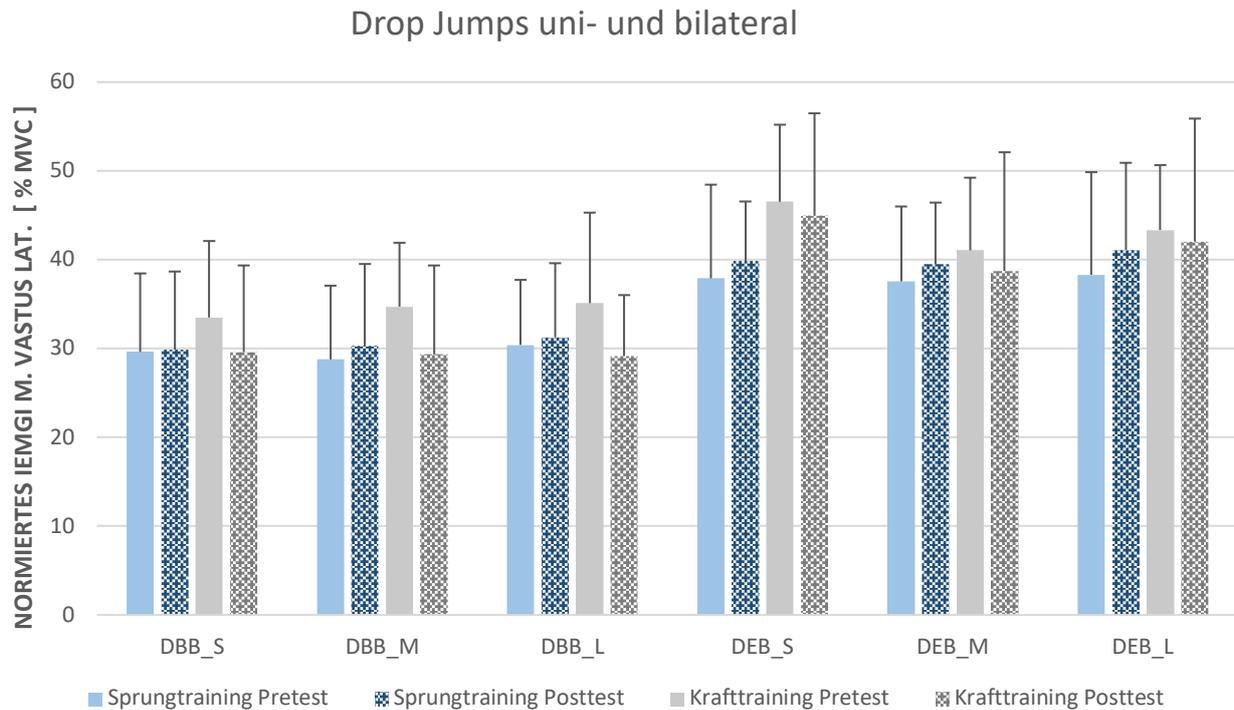


Abbildung 89: Pre- zu Postvergleich des M. vastus lateralis bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

Im Vergleich der Trainingsgruppen erzielte die Krafttrainingsgruppe bei bilateralen Drop Jumps prozentual größere Veränderungen von Pre- zu Posttest. Die Sprungtrainingsgruppe wies in den unilateralen Drop Jumps „S“ sowie „L“ größere Effekte gegenüber der Krafttrainingsgruppe auf (vgl. Tabelle 44). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 44: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. vastus lateralis zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei uni- und bilateralen Drop Jumps.

	DBB_S	DBB_M	DBB_L	DEB_S	DEB_M	DEB_L
Sprungtraining	1%	5%	3%	5%	5%	7%
Krafttraining	-12%	-16%	-17%	-3%	-6%	-3%
	ns (p= .318)	ns (p= .133)	ns (p= .074)	ns (p= .486)	ns (p= .405)	ns (p= .475)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

M. vastus lateralis: Landungen und Lateralsprünge

Das neuromuskuläre Aktivierungsverhalten bei Landungen sowie Lateralsprüngen verhielt sich schematisch gleich zu den Drop Jump Belastungsformen. Im Pre- zu Postvergleich erfuhr die Sprungtrainingsgruppe in allen Belastungsformen eine prozentuale Erhöhung, die Krafttrainingsgruppe eine Verringerung der neuromuskulären Aktivität des M. vastus lateralis (vgl. Abbildung 90). Das Signifikanzniveau von $p < .05$ wurde für keine Belastungsform beider Trainingsgruppen erreicht.

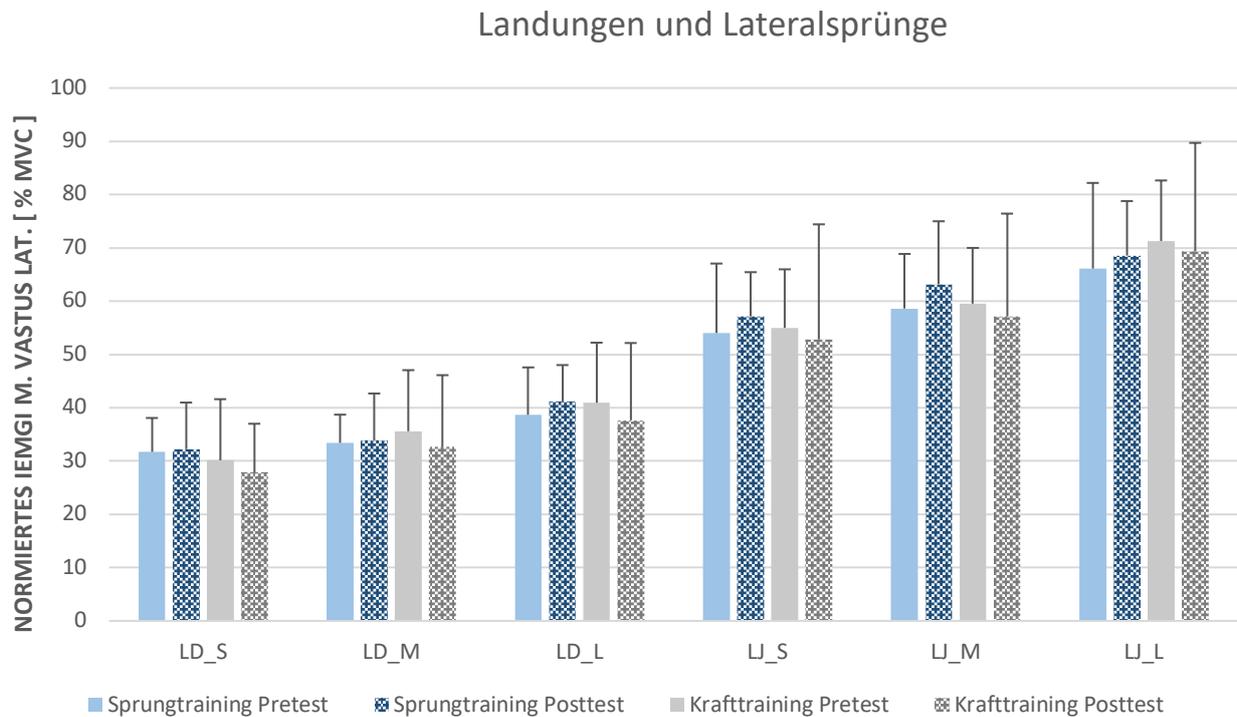


Abbildung 90: Pre- zu Postvergleich des M. vastus lateralis bei Landungen und Lateralsprüngen.

Die Krafttrainingsgruppe wies im Gruppenvergleich für Landungen prozentual größere Veränderungen von Pre- zu Posttest auf. Umgekehrt veränderte sich das neuromuskuläre Aktivierungsverhalten der Sprungtrainingsgruppe prozentual größer bei lateralen Sprüngen (vgl. Tabelle 45). Die Unterschiede erreichten das Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht.

Tabelle 45: Prozentuale Veränderung der muskulären Aktivierung des M. vastus lateralis zwischen Pre- und Posttest [Δ %] bei Landungen und Lateralsprüngen.

	LD_S	LD_M	LD_L	LJ_S	LJ_M	LJ_L
Sprungtraining	2%	1%	6%	6%	8%	4%
Krafttraining	-7%	-8%	-8%	-4%	-4%	-3%
	ns (p= .535)	ns (p= .529)	ns (p= .260)	ns (p= .534)	ns (p= .370)	ns (p= .627)

ns = kein signifikanter Unterschied zwischen der Sprung- und Krafttrainingsgruppe

Basis Probanden: Sprungtraining n = 12; Krafttraining n = 14.

5 Diskussion

In den drei empirischen Studienteilen wurden kinematische, kinetische sowie neuromuskuläre Einflüsse der hüftumgebenden Strukturen auf die Kniegelenkstabilität untersucht. Als Zielsetzung der gesamten Untersuchung wurde ein ganzheitlicher Ansatz verfolgt, um die komplexen Zusammenhänge der dynamischen Kniestabilität in unterschiedlichen Bewegungsformen zu beleuchten. Mit den gewonnenen Erkenntnissen soll ein Beitrag zu einer differenzierteren Diagnostik geliefert werden. Die Analyse über die Wirksamkeit unterschiedlicher Trainingsprogramme soll zur Optimierung präventiver Übungsformen im Sinne der dynamischen Kniestabilität beitragen.

Auf Grund von Querbezügen werden der Studienteil 1 und Studienteil 2 gemeinsam erörtert (vgl. Kap.5.1), wodurch eine stringente Diskussionslinie geschaffen wird. Anschließend wird der Studienteil 3 (vgl. Kap.5.2) bezüglich der formulierten Hypothesen geprüft und diskutiert. Die Hypothesen basierte Diskussion ist durchgehend nach den drei Faktorengruppierungen Kinematik, Kinetik und neuromuskuläre Aktivierung aufgeteilt.

5.1 Variation der dynamischen Kniestabilität unter verschiedenen Belastungen / Zusammenhänge zwischen der dynamischen Kniestabilität und biomechanischen Aspekten des Hüftgelenks

5.1.1 Kinematische Parameter

Kniegelenk

Bezüglich der kinematischen Veränderungen des Kniegelenks geht aus den Ergebnissen hervor, dass Hypothese H1-1 für die Belastungsformen **uni- und bilaterale Drop Jumps** verworfen wird: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich nicht zwischen verschiedenen Belastungsstufen innerhalb einer Sprung- bzw. Landeform.

Für die Belastungsformen **Landung sowie Lateral Jump** wird die Hypothese H1-1 beibehalten: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich zwischen verschiedenen Belastungsstufen innerhalb einer Sprung- bzw. Landeform.

Weiter wird die Hypothese H2-1 beibehalten: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich zwischen unterschiedlichen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge).

Der Knieabduktionswinkel erhöht sich sukzessiv mit der Erhöhung der Gelenkbelastung, die durch die Sprungweite bzw. Falltiefe appliziert wird. Im Vergleich zu Drop Jumps sowie Landungen, die nur marginale Erhöhungen aufweisen, erhöht sich bei

lateralen Sprüngen der Knieabduktionswinkel deutlicher ($p < .01$). Diese Beobachtung bestätigen Ergebnisse von Jöllenbeck et al. (2010), dass bei bilateralen Drop Jumps der Grad der Auslenkung in der Frontalebene unabhängig der Niedersprunghöhe oder Beanspruchung ist. Vorrangig Bewegungen mit Richtungswechseln, sogenannte „cuttings“, sowie unilaterale Lande- und Sprungmanöver sind in den vorliegenden Daten als Instabilitätsfaktor im Sinne eines erhöhten Knieabduktionswinkels zu identifizieren (vgl. Seil et al. 2016). Dies spiegelt sich auch im Vergleich der Belastungsformen wider, in der unilaterale Sprung- und Landemanöver jeweils deutlich größere Knieabduktionswinkel aufweisen als bilaterale Drop Jumps ($p < .01$). Seil et al. (2016) stellt fest, dass neben dem Knieabduktionswinkel die Knierotation als weiterer Indikator für die (In-)Stabilität des Kniegelenks gilt. Bei den vorliegenden Daten ist lediglich für unilaterale Landemanöver eine signifikante Veränderung der Knierotation aufgrund der Belastungsstufen zu beobachten. Jedoch sind, vergleichbar zum Knieabduktionswinkel, für unilaterale Landungen sowie Drop Jumps deutlich höhere Auslenkungen in der Rotationsebene zu verzeichnen. Diese Feststellungen bezüglich der Knieabduktions- und Rotationswinkel unterstreichen die Theorie des „valgus-collapse“ (vgl. Kap. 2.3), wobei hier klar die unilaterale Manöver auf eine erhöhte Exposition des Kniegelenks gegenüber einer Instabilität und daraus resultierend möglichen Verletzungen hinweisen.

Die Landestrategie bezüglich der Knieflexion in den vorliegenden belastungstypischen Sprung- und Landemanövern deutet nicht auf die Begünstigung eines „valgus-collapse“ hin. Die geringste Kniebeugung wurde mit $46,70^\circ$ Grad bei bilateralen Drop Jumps erfasst. Seil et al (2016) beschreibt kritische Winkelmaße zwischen 20° - 30° Flexionsstellung, welche durch eine tendenziell gestreckte Haltung das Kniegelenk instabil gegenüber einem Einknicken nach medial erscheinen lässt. In den ermittelten Daten weisen lediglich die Belastungsstufen bei unilaterale Landungen einen signifikanten Einfluss auf den Flexionsgrad durch eine Erhöhung des Kniebeugewinkels auf. Eine Erklärung hierfür stellt die Charakteristik der Belastungsform „Landung“ dar, die als einzige eine reine Fokussierung des Probanden auf das kontrollierte Landemanöver ermöglicht und keine reaktive Komponente beinhaltet.

Für laterale Sprünge werden durchgehend größere Kniebeugewinkel verzeichnet als bei vertikalen Sprung- und Landemanövern. Weiter weisen laterale Sprünge deutlich höhere medio-lateral wirkende Bodenreaktionskräfte ($p < .01$; vgl. Tabelle 6) auf. Dieser Beobachtung geschuldet, kann durch eine Landestrategie mit entsprechend tieferem Schwerpunkt (realisiert durch höheren Knieflexionswinkel) eine höhere Stabilität für das Kniegelenk in dieser Anforderung ermöglicht werden. Damit kann der erhöhte Knieflexionsgrad gegenüber den anderen drei Belastungsformen erklärt werden.

Die Hypothese H3-1 zur Beobachtung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung wird beibehalten: Die medio-laterale Knieschlackerbewegung unterscheidet sich zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

Bisher verwendet sowohl die Forschungslandschaft (vgl. Kap. 2) als auch die vorliegende Arbeit als Risikoeinschätzung aus biomechanischer Betrachtung für die (In-)Stabilität des Kniegelenks vorrangig das Winkelmaximum der Knieauslenkung in der Frontalebene. Dabei wird von einer einfachen, singulär gleichförmigen Ab- bzw. Adduktionsbewegung ausgegangen. Die in der vorliegenden Arbeit erstmals gezeigte medio-laterale Knieschlackerbewegung beschreibt die Ausmaße der Valgisierung über die gesamte Stützphase (vgl. Kap. 3.3.1), was eine differenziertere Einschätzung der dynamischen Kniegelenkstabilität ermöglicht. Dabei bildet die biomechanische Beschreibung der medio-lateralen Knieschlackerbewegung deutlich ab, dass es sich innerhalb der Stützphase um, teilweise mehrfache, Wechsel von Ab- und Adduktionsbewegungen handelt.

So ist festzustellen, dass sich die vier belastungstypischen Sprung- und Landemanöver jeweils in der medio-lateralen Schlackerbewegung deutlich ($p < .01$) voneinander unterscheiden: $DBB < DEB < LD < LJ$. Betrachtet man die motorische Charakteristik der jeweiligen Sprung- und Landemanöver, so entsprechen diese den unterschiedlichen Belastungsanforderungen an das Kniegelenk: Bilaterale Manöver weisen die geringste Schlackerbewegung auf, was auf eine hohe Gelenkstabilität hinweist. Unilaterale Manöver zeigen, bedingt durch die Anforderung der einbeinigen Landung, stärker ausgeprägte Knieschlackerbewegungen und drücken damit eine instabilere Gelenksicherung aus. Bei lateralen Sprüngen lässt sich eine weitere Differenzierung auf Basis der Schlackerbewegung aufzeigen. Mit steigender Belastungsstufe erhöht sich die Schlackerbewegung und impliziert eine geringere Kontrolle des Kniegelenks. Mit dieser Beobachtung decken sich wiederum bisherige Forschungsergebnisse (Kim et al., 2014; Fleischmann et al., 2010; Pappas et al., 2007) wonach vorrangig Sprung- und Landemanöver mit lateralen Bewegungselementen in einem Zusammenhang mit der Kniegelenkstabilität stehen.

Diese Beobachtungen der medio-lateralen Schlackerbewegung werden durch die Daten der medio-lateral wirkenden Bodenreaktionskräfte (vgl. Tabelle 6) bestätigt, die ein analoges Bild der Belastungsstaffelung ($DBB < DEB < LD < LJ$) abgeben. Abhängig der Größe der aufgezeichneten medio-lateralen Bodenreaktionskräfte erscheint in der kinematischen Betrachtung eine stärkere Ausprägung der Schlackerbewegung. Hewett et al. (2005) beschreibt diese Kräfte und Momente als Belastungen, welche ein Gelenk in eine veränderte Position bringen und damit die Segmentstellungen zueinander neu orientieren. In der vorliegenden Studie wird jene Verschiebung der Gelenkstellung deutlich durch die medio-laterale Schlackerbewegung mit einhergehender Belastung belegt.

Hüftgelenk

Entgegen der Ergebnisse hinsichtlich des Kniegelenks wird bezüglich der kinematischen Veränderungen des Hüftgelenks die Hypothese H1-1 für alle vier Belastungsformen beibehalten: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich zwischen verschiedenen Belastungsstufen innerhalb einer Sprung- bzw. Landeform.

Analog zum Kniegelenk wird die Hypothese H2-1 ebenso für das Hüftgelenk beibehalten: Knie- und Hüftgelenksexkursionen unterscheiden sich zwischen unterschiedlichen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge).

In der sagittalen Ebene sind bei unilateralen Drop Jumps sowie Landungen statistisch signifikante Unterschiede in der Landekinetik aufgrund der Belastungsstufen zu beobachten. Dabei ist jedoch realistisch einzuordnen, dass sich die Unterschiede in einem Bewegungsausmaß mit $\geq 2,06^\circ$ (Drop Jump unilateral) und $\geq 1,88^\circ$ (Landungen) ausprägen. Dabei weicht das Hüftgelenk bei unilateralen Drop Jumps in einem Ausmaß zwischen $-1,06^\circ$ bis $-3,12^\circ$ (Abduktion), bei Landungen zwischen $+1,71^\circ$ (Adduktion) bis $-0,17^\circ$ (Abduktion), von der anatomisch definierten Nullstellung ab. In der praxisbezogenen Gesamtbetrachtung sind somit nur minimale Abweichungen zu verzeichnen. Ebenso für bilaterale Drop Jumps und laterale Sprünge, die keine Unterschiede aufgrund der Belastungsstufen erfahren, bewegen sich die absoluten Hüftabduktionswinkel in ihrer Abweichung der anatomischen Nullstellung im unkritischen Normbereich gemäß der Charakteristik dieser Sprung- und Landemanöver. Weiter kann in diesem Kontext in der vorliegenden Studie belegt werden, dass der Hüftwinkel in der sagittalen Auslenkung in keinem⁸⁵ Zusammenhang mit der axialen Orientierung des Kniegelenks stehen (vgl. Kap. 4.2). Es werden somit die Hypothesen H7-1, H8-1 und H9-1 im Zusammenhang der **Hüftabduktion** verworfen:

- Es besteht kein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, **Abduktion** und Flexion) und dem maximalen Knieabduktionswinkel.
- Es besteht kein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, **Abduktion** und Flexion) und dem maximalen Knie rotationswinkel.
- Es besteht kein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (Innenrotation, **Abduktion** und Flexion) und der medio-lateralen Knieschlackerbewegung.

Es zeichnet sich ein konsistentes Bild ab, in dem sich die Hüftauslenkung in der Abduktion zwar je nach Belastungsform signifikant unterscheidet, jedoch in ihrem Ausmaß keine Wirkung auf die Auslenkung des Kniegelenks erzielt. In zwei Ausnahmen⁸⁵ ist ein statistisch signifikant anteiliger Zusammenhang der Hüftabduktionsstellung mit Kniegelenksexkursionen zu verzeichnen. Allerdings ist zu beachten, dass

⁸⁵ Ausnahme bei der Belastungsstufe „S“ bei bilateralen Drop Jumps (Kriterium: Maximale Knieabduktion; $r = -.309$) sowie der Belastungsstufe „S“ bei Landungen (Kriterium: Medio-laterale Knieschlackerbewegung; $r = .072$).

beide Ausnahmen in niedrigster Belastungsstufe auftreten und im Vergleich zur Hüftinnenrotation ($\beta_{\text{DBB}} = .829$; $\beta_{\text{LD}} = .474$) die Hüftabduktion eine weitaus geringere potentielle Einflussgröße ($\beta_{\text{DBB}} = -.268$; $\beta_{\text{LD}} = .380$) aufweist. Diese zentrale Beobachtung gilt nicht nur für diese zwei Fälle, sondern vielmehr für alle Sprung- und Landemanöver in den jeweiligen Belastungsstufen. Gemäß eines Verursacherprinzips kann die Wirkung der Hüftgelenksexkursionen auf die Kniegelenkorientierung der **Hüftinnenrotation** als Hauptakteur zugeordnet werden (vgl. Kap. 4.2). Entsprechend werden im Zusammenhang der **Hüftinnenrotation** die Hypothesen H7-1, H8-1 und H9-1 beibehalten:

- Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (**Innenrotation**, Abduktion und Flexion) und dem maximalen Knieabduktionswinkel.
- Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (**Innenrotation**, Abduktion und Flexion) und dem maximalen Knie rotationswinkel.
- Es besteht ein Zusammenhang zwischen den Hüftwinkelexkursionen (**Innenrotation**, Abduktion und Flexion) und der medio-lateralen Knieschlackerbewegung.

Für die Determinanten, die als Faktoren für die (In-) Stabilität des Kniegelenks definiert werden (Knieabduktion, -rotation sowie die in der vorliegenden Arbeit vorgestellten Knieschlackerbewegung) zeichnet sich die innenrotatorische Auslenkung des Hüftgelenks als äußerst relevant heraus. Vor allem bezüglich der maximalen Knieabduktion ist ein durchgehend signifikanter Zusammenhang ($p < .01$) in allen Belastungsformen und Belastungsstufen zu verzeichnen (vgl. Kap. 4.2). Dies stellt ein Indiz für die Theorie des „valgus collapse“ dar und bestätigt diesbezüglich die Studienergebnisse von Bencke et al. (2013) sowie Hewett et al. (2005). Weiter können deren Erkenntnisse ergänzt und im Sinne eines ganzheitlichen Ansatzes auf die in der vorliegenden Arbeit postulierten Belastungsszenarien erweitert werden: Neben bilateralen Drop Jumps und lateralen Sprüngen zeichnet sich die Innenrotation der Hüfte ebenso bei unilateralen Drop Jumps sowie Landungen als Prädiktor für die dynamische Kniegelenkskontrolle aus: Je größer die Innenrotation des Hüftgelenks, desto größer sind die Knieauslenkungen in den potentiellen risiko- und verletzungs-exponierten Ebenen.

5.1.2 Kinetische Parameter

Bezüglich der kinetischen Belastungserscheinungen wird die Hypothese H4-1 beibehalten: Auf das Kniegelenk wirkende Bodenreaktionskräfte (Kniegelenksmomente, Hüftimpulsänderung) unterscheiden sich zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen

In der Analyse der kinetischen Parameter zeichnet sich ein konsistentes Bild zu den zuvor erhobenen kinematischen Parametern ab. Als Resultat von Muskelkontraktionen werden Kräfte verursacht, die als Impulsänderungen im Hüftgelenk Einfluss auf die axiale Ausrichtung distal gelegener Segmente und damit auf die Kniegelenkskontrolle nehmen (Wirtz et al., 2011). Analog zu den relevanten kinematischen Auslenkungen des Kniegelenks, der medio-lateralen Schlackerbewegung sowie Knieabduktions- und Rotationsmaxima, sind entsprechend die höchsten Kräfte als Impulsänderungen der Hüfte bei Landungen sowie lateralen Sprüngen zu verzeichnen (vgl. Kap. 4.1.2). Dies bestätigen auch Beobachtungen von Wirtz et al. (2011), wonach der Grad der Auslenkung des Hüftgelenks durch entsprechende Kräfte höhere Gelenkmomente in der Frontalebene des Kniegelenks entstehen lässt. Dies bestätigen die Ergebnisse der Kniegelenksmomente (vgl. Kap. 4.1.2) aller vier Sprung- und Landebedingungen: Mit der Belastungssteigerung erhöht sich das jeweilige Knieabduktionsmoment $S < M < L$, wobei die unilateralen Manöver analog zu den kinematischen Daten gegenüber bilateralen Sprüngen deutlich höhere Knieabduktions- und Rotationsmomente aufweisen. Auch wurde bereits in der kinematischen Analyse (vgl. Kap. 5.1.1) ein signifikanter Zusammenhang der Hüftstellung bezüglich der dynamischen Kniegelenkkontrolle belegt.

Die durch den Einfluss der Femur-stellenden Funktion des Hüftgelenks entstehenden Gelenkmomente im Knie sind unter anderem auf die Richtung des Kraftvektors zurückzuführen. Verläuft dieser durch entsprechende Stellung des Hüftgelenks nicht optimal über die mechanische Traglinie des Beins (vgl. Kap. 2.2.1), wird die Leistungsfähigkeit in Form von reduzierter Sprunghöhe oder zeitlicher Verzögerung beeinflusst (Wirtz et al., 2011). In den vorliegenden Daten kann dies belegt und die Hypothese H5-1. beibehalten werden: Es besteht ein Zusammenhang zwischen den auf das Kniegelenk wirkenden Bodenreaktionskräften und den Bodenkontaktzeiten. Unilaterale Drop Jumps sowie Lateralsprünge, die mit zunehmenden Belastungsstufen entsprechend höhere axiale Abweichungen von der mechanischen Traglinie aufweisen, verzeichnen eine verminderte Leistungsfähigkeit (vgl. Tabelle 6 - Tabelle 7). Die Sprunghöhe wird deutlich reduziert (DEB), die Bodenkontaktzeiten erhöhen sich und verzögern damit bspw. bei lateralen Sprüngen den Richtungswechsel. Lateralsprünge erfahren deutlich niedrigere vertikale Bodenreaktionskräfte, was vorrangig in der Charakteristik der motorischen Anforderung begründet liegt. Im Gegensatz zu uni- und bilateralen Drop Jumps sowie Landungen sind Lateralsprünge nicht axial in einer vertikalen Fall- bzw. Sprungrichtung koordiniert. Vielmehr beschreibt ein Lateralsprung eine flache seitliche Flugkurve (vgl. Kap. 3.2.1) und verzeichnet durch die niedrigere vertikale Fallhöhe entsprechend geringere vertikale Bodenreaktionskräfte, die mit einer längerer Stützzeit verbunden sind. Andererseits sind Lateralsprünge aufgrund ihrer seitlichen Bewegungsausführung bis zu 6-fach höheren medio-lateralen Bodenreaktionskräften ausgesetzt als die drei Belastungsformen DBB, DEB und LD. Die Funktionsweise der Kraftübertragung unter den kinematischen Veränderungen und deren kinetischer Folgeerscheinungen für unilaterale Sprung- und Landemanöver lässt sich im Umkehrschluss an bilateralen Drop Jumps

weiter verdeutlichen: Bilaterale Drop Jumps weisen mit deutlichem Abstand (vgl. Kap. 5.1.1) die geringsten axialen Abweichungen der mechanischen Traglinie auf, womit eine nahezu optimale Kraftübertragung möglich ist. Daraus ergibt sich im Gegensatz zu den unilateralen Sprung- und Landemanövern eine verbesserte Leistung in Form von gesteigerter Sprunghöhe sowie kürzeren Kontaktzeiten bei Erhöhung der Belastungssteigerung.

Weitere Erklärungen für die Bedeutung der hüftumgebenden Strukturen ergeben sich im Abgleich mit den neuromuskulären Parametern. Vor allem in den unilateralen Belastungsformen, die gegenüber bilateralen Drop Jumps deutlich höhere Knieabduktions- und Rotationsmomente verzeichnen, ist eine deutliche Aktivierungszunahme und Relevanz der Glutealmuskulatur festzustellen (vg. Kap. 5.1.3). In diesem Zusammenhang bezeichnen auch Myklebust et al. (2006) sowie Paterno et al. (2010) diese Muskelgruppen als bedeutende Agonisten, die durch ihren Aktivierungsgrad belastenden Innenrotations- und Abduktionsmomenten entgegenwirken und diese reduzieren können.

In der weiteren Analyse wird die Hypothese H10-1 verworfen: Es besteht kein Zusammenhang zwischen den auf das Hüftgelenk wirkenden Impulsänderungen und der maximalen Knieabduktion (vgl. Kap. 4.2).⁸⁶

Gemäß eines Ursache-Wirkungsprinzips scheint die Impulsänderung eher die auftretenden Kraftverhältnisse als Folgeerscheinung der kinematischen und (neuro-) muskulären Einflussnahme beschreiben zu können (Brüggemann, 2005), jedoch kann die Hüftimpulsänderung nicht als Prädiktor für die potentielle Wirkungsweise der Hüfte auf die Kniegelenksstabilität betrachtet werden. Vielmehr bestätigt sich die Annahme, dass vor allem eine optimierte neuromuskuläre Aktivierung der stabilisierenden Hüftmuskulatur sowie die kinematische Betrachtung der Hüfte als Indikatoren beziehungsweise Prädiktoren für die Kniegelenkskontrolle herangezogen werden können (Paterno, et al., 2010; Petersen, 2016; Jöllenbeck et al., 2013). Die erzeugten Gelenkmomente und Impulsänderungen können als Produkte der muskulären Aktivität und der daraus resultierenden kinematischen Lageveränderungen den Auswirkungsgrad in auftretenden Kräften ausdrücken, die das Gelenk belasten. Es konnte ebenso für die Knierotation sowie die medio-lateralen Schlackerbewegung kein signifikanter Zusammenhang mit den hüftbezogenen Impulsänderungen berechnet werden. Da diese Daten keinen weiteren Erkenntnisgewinn lieferten, werden sie nicht explizit aufgeführt.⁸⁷

⁸⁶ Ausnahme Lateral Jump S: Keine andere Modellzusammenfassung in der Gesamtanalyse erreicht das Signifikanzniveau von $p < .05$. Als Einzelercheinung deutet dieser Wert in Betrachtung des Gesamtkontextes auf ein Artefakt hin.

⁸⁷ Diese Information wird hier aufgeführt, um die Vollständigkeit der Analyse und die Berücksichtigung aller Variablen zu gewährleisten.

5.1.3 Neuromuskuläre Aktivierung

Bezüglich des neuromuskulären Aktivierungsverhaltens wird Hypothese H6-1 beibehalten: Die neuromuskulären Aktivität (dorsale Hüftmuskulatur, vordere- und hintere Oberschenkelmuskulatur) unterscheidet sich zwischen verschiedenen Sprung- und Landeformen (uni- und bilaterale Drop Jumps, unilaterale Landungen und reaktive Lateralsprünge) sowie Belastungsstufen.

Es ist festzustellen, dass für alle Muskelgruppen bei unilateralen Landungen sowie Lateralsprüngen mit der Steigerung der Belastungsstufen eine Erhöhung der neuromuskulären Aktivität provoziert wird (vgl. Abbildung 64 und Abbildung 65). Aus dieser Beobachtung lässt sich schließen, dass in diesen beiden Situationen gemäß des ökonomischen Prinzips neuronaler Planungsprozesse (Haus, 2010; vgl. Kap. 2.3.2.2) eine erhöhte neuromuskuläre Aktivität mit entsprechend induzierter Belastung erforderlich ist, um die Kniegelenkskontrolle zu erhöhen. Gegensätzlich dazu verhalten sich die neuronalen Aktivierungsmuster bei uni- sowie bilateralen Drop Jumps, die, bis auf Ausnahmen⁸⁸, keine signifikanten Anpassungen an die unterschiedlichen Belastungen erfahren (vgl. Abbildung 62 und Abbildung 63).

Diese Ergebnisse bestätigen die Beobachtungen von Jöllenbeck et al. 2013, Fleischmann 2011 und Kim et al., 2016, dass bei lateralen Sprüngen sowie unilateralen Landungen eine erhöhte neuronale Aktivierung erforderlich ist, um das Kniegelenk situativ zu stabilisieren. Die Notwendigkeit des unterschiedlichen Aktivierungsverhaltens kann auch in der vorliegenden Arbeit durch die kinematische Kenngröße der medio-lateralen Schlackerbewegung weiter erklärt werden: Sowohl Lateralsprünge als auch Landungen weisen deutlich größere Auslenkungen ($p < .01$) als bi- oder unilaterale Drop-Jumps auf (vgl. Kap. 5.1.1; vgl. Abbildung 61). Als Reaktion auf die erhöhte Auslenkung des Kniegelenks und der damit einhergehenden erhöhten Anforderung an die motorische Kontrolle aktiviert das ZNS die entsprechende neuromuskuläre Antwort.

Im Vergleich der einzelnen Muskelgruppen zeigt sich, dass mit entsprechender motorischer Anforderung unterschiedliche Aktivierungsmuster dominieren. Die motorische Anforderung entspricht hierbei der Charakteristik der Sprungform. Bilaterale Drop-Jumps weisen u.a. nach kinematischer Analyse die geringsten axialen Abweichungen (medio-laterale Knieschlackerbewegung, Knieabduktions- und Rotationsmaxima; vgl. 5.1.1) auf. Daraus resultierend dominiert die neuromuskuläre Aktivierung der vorderen Oberschenkelmuskulatur (vgl. Abbildung 62), die für diese Art der motorischen Anforderung nach dem neuronalen Planungsprozess die effektivste sowie ökonomischste Form der Gelenkkontrolle darstellt. Die dorsale Hüft- sowie Oberschenkelmuskulatur fallen bei bilateralen Drop-Jumps durch eine verhältnismäßig geringere Aktivierung auf, was sich jedoch bei unilateralen Drop-Jumps, Landungen

⁸⁸ Drop Jump unilateral: Rectus femoris; Drop Jump bilateral: Gluteus medius, Adductor magnus. Es ist jedoch auch hier keine lineare Abstufung $S < M < L$ zu verzeichnen.

sowie lateralen Sprungmanövern deutlich umkehrt⁸⁹. Der M. gluteus medius erfährt dabei jeweils die stärkste Aktivierung aller Muskelgruppen (vgl. Abbildung 63, Abbildung 64, Abbildung 65). Die Notwendigkeit der erhöhten neuronalen Aktivierung der dorsalen Hüftmuskulatur bei diesen Manövern bestätigen bisherige Forschungsarbeiten, nach deren Ergebnissen die Auslenkung des Kniegelenks in der Frontalebene besser kontrolliert werden kann (McLean et al., 2005; Paterno et al., 2010). Besonders deutlich ist dies bei den Belastungsformen „Landung“ sowie „Lateral Sprung“ zu beobachten, die die größten medio-lateralen Knieschlackerbewegungen aufweisen: Mit zunehmender Belastungsstufe findet als neuromuskuläre Antwort eine jeweilige Erhöhung der Aktivierung der Glutealmuskulatur statt. Aus dieser Tatsache lässt sich ableiten, dass vor allem bei den Belastungsformen mit Lateralbewegungen sowie einbeinigen Landungen (vgl. Kap. 2.3) die hüftabduzierend/außenrotatorisch wirksamen Muskelgruppen die beschriebenen kinematischen Veränderungen des Kniegelenks in der Frontalebene durch ihr Aktivierungsverhalten maßgeblich beeinflussen können (Jacobs et al., 2007; McLean et al., 2005; Zazulak et al., 2005; Bell et al., 2014; vgl. Kap. 2.2). Diese Erkenntnis beantwortet damit auf neuromuskulärer Ebene die zentrale Fragestellung der vorliegenden Arbeit positiv: Die hüftumgebenden Strukturen wirken auf die Kniegelenkskontrolle maßgeblich ein. Auch die Ausprägung der Wirkungsweise wird belegt und kann beziffert werden.

Die Aktivierungsmuster der ischiocruralen Muskulatur weisen im Vergleich zu den Vertretern der ventralen Oberschenkel- sowie Glutealmuskulatur deutlich geringere Ausprägungen auf. Wiederum unter dem Aspekt des ökonomischen Prinzips lässt sich der ischiocruralen Muskulatur demnach eine untergeordnete Rolle im gesamten neuronalen Planungsprozess aller beteiligten Muskelgruppen zuordnen. Diese Beobachtung erscheint zunächst widersprüchlich zur Forschungslage (vgl. Kap. 2.1.2), in der unter anderem Petersen et al. (2012) sowie Withrow et al. (2008) die protektive Wirksamkeit der ischiocruralen Muskulatur im Zusammenwirken der ventralen Oberschenkelmuskulatur gegenüber translatorisch anterior gerichteten Auslenkungen des Kniegelenks betonen. Einerseits kann dadurch die Gelenkkontrolle in der sagittalen Ebene durch eine Reduzierung des tibialen Vorschubs maßgeblich beeinflusst werden (Melynk & Gollhofer, 2007), andererseits jedoch verdichten die vorliegenden Ergebnisse bei den relevanten Belastungsformen einen bedeutenden Zusammenhang der dorsalen Hüftmuskulatur, weniger der ischiocruralen Muskulatur, hinsichtlich der Kontrolle in der Frontalebene. Dies bestätigt auch die Annahmen von Petersen et al. (2016), der auf die Bedeutung der hüftumgebenden Strukturen in diesem Kontext hinweist. Auch Zebis et al. (2011) konnte zeigen, dass der M. gluteus medius eine entscheidende Rolle aufgrund seines dominanten Aktivierungsverhaltens im Verhältnis zu der ischiocruralen Muskulatur einnimmt (vgl. Kap. 2.3.2). Durch diese Hintergründe und die vorliegenden Beobachtungen lässt sich ableiten, dass

⁸⁹ Steigerungsrate IEMG des M. gluteus medius / M. gluteus maximus gegenüber bilateralen Drop-Jumps bis zu: +122% / +77% bei DEB, +58% / +22% bei LD, +238% / +190% bei LJ.

die bisherige Fokussierung auf die protektive Wirksamkeit der neuromuskulären Wirkung der ischiocruralen Muskulatur um die der dorsalen Hüftmuskulatur auf gleicher Relevanzebene ergänzt werden sollte.

In der Gesamtbetrachtung aller beteiligten Muskelgruppen ist für den M. adductor magnus die geringste neuromuskuläre Aktivierung bei allen Sprung- und Landemännern festzustellen. Im Kontext der dargelegten Bedeutung des Aktivierungsverhaltens der Glutealmuskulatur kann das Verhalten des adduzierend wirksamen M. adductor magnus als antagonistisch eingeordnet werden. Die verhältnismäßig niedrige Aktivierung liefert somit einen Beitrag zur verbesserten motorischen Kontrolle des Kniegelenks in der Frontalebene: Die abduzierend/außenrotatorisch wirkende Glutealmuskulatur kann der Knieabduktion sowie medio-lateralen Schlackerbewegung nahezu optimal entgegenwirken. Die hüftadduzierende Komponente, der M. adductor magnus, wird im neuronalen Planungsprozess zur motorischen Kontrolle des Kniegelenks entsprechend gering aktiviert. Durch diese Passivität nach dem Prinzip intermuskulärer Koordination kann die Beinachse besser kontrolliert werden. Deutlich wird dieser neuronale Steuerungsprozess bei näherer Betrachtung unilateraler Sprünge und Landungen: Hier finden sich ausgeprägte medio-laterale Schlackerbewegungen mit entsprechender neuromuskulärer Aktivierung der Glutealmuskulatur, um die mediale Knieauslenkung in der Frontalebene kontrollieren zu können. Dieser Tatsache geschuldet aktiviert das ZNS als effektivstes motorisches Programm die adduzierende Hüftmuskulatur im Verhältnis zur abduzierend wirkenden Muskulatur möglichst gering. Ausdruck jener Regulation ist ein Verhältnis von bis zu einem Dreifachen des Aktivierungsniveaus der Glutealmuskulatur gegenüber dem der Adduktoren⁹⁰.

In der Betrachtung ist weiter zu beachten, dass Unterschiede der neuromuskulären Aktivierung neben neuronaler Planungsprozesse auch in der Reflexaktivierung begründet sein können. In Folge einer schnellen Veränderung der Muskellänge bei einer Landung nach einem Sprung werden Dehnreflexe aktiviert und beeinflussen durch eine Erhöhung der muskulären Aktivierung die muskuläre Stiffness (Ludvig, Cathers, & Kearney, 2007). Aus dieser Wirkungsweise kann die muskuläre Gelenkstabilität während der exzentrischen Landephase erhöht werden (Zehr & Stein, 1999).

Fasst man die Beobachtungen der neuromuskulären Aktivierung, Kinetik und Kinematik zusammen ist die Frage nach der Zusammenhangsrichtung und Kausalität zu erörtern. Sowohl theoriegeleitet als auch empirisch belegt deutet die Forschungslage darauf hin, dass hüftadduzierende/-innenrotierende mechanische Wirkungsweisen die Kniekinematik in Form einer Knieabduktion/-innenrotation beeinflussen (vgl. Kap.

⁹⁰ Prozentuale Differenz des normierten IEMG des M. gluteus medius / M. adductor magnus bis zu: 291% bei LJ, 235% bei LD, 371% bei DEB

2).⁹¹ Neben der in der vorliegenden Arbeit beschriebenen maßgeblichen Beeinflussung durch das neuromuskuläre Aktivierungsverhalten der Hüftabduzierend/-außenrotatorisch wirksamen Muskelgruppen sprechen weitere Untersuchungen für Effekte der Hüftkinetik (F_{\max}) auf die Kniekinematik. Pauls, Fröhlich & Güllich (2019) konnten auf Basis vergleichbarer Daten der vorliegenden Studie feststellen,⁹² dass Sportler mit einer schwächeren Ausprägung der F_{\max} eine engere Korrelation zwischen Knieabduktionswinkel und Knieabduktionsmoment aufwiesen als Sportler mit stärkerer Hüftabduktionskraft.⁹³ Dementsprechend kann sowohl das neuromuskuläre Aktivierungsverhalten als auch die allgemeine Kraftfähigkeit der Hüftabduktoren/-rotatoren die Kniekinematik beeinflussen.

5.2 Effekte der Trainingsinterventionen

Die Analyse der Trainingsinterventionen konnte zeigen, dass sowohl ein Krafttraining in Form eines koordinativen Sprungtrainings als auch eines apparativen Krafttrainings signifikante Effekte auf die Maximalkraft sowie die kinematischen Parameter in der Rotationsebene bei lateralen Sprüngen aufweist. Ansonsten weisen die kinematischen Parameter, ebenso wie die neuromuskuläre Aktivierung, numerisch teilweise beträchtliche jedoch nicht signifikante Effekte in den Sprung- und Landeformen auf.

5.2.1 Kinematische Parameter

Im Vergleich zwischen einem koordinativen Sprungtraining und einem apparativen Krafttraining wird die Hypothese H11-1 für Kniegelenksexkursionen in der **Frontalebene** verworfen: Der **maximale Knieabduktionswinkel bzw. die medio-laterale Schlackerbewegung** (oder Knie- bzw. Hüftrotationswinkel) verändert sich nicht im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

Weiter wird die Hypothese H12-1 verworfen: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich nicht zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtrainings und (b) eines apparativen Krafttrainings hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf relevante Knie- und Hüftgelenksexkursionen.

⁹¹ Entgegengesetzte Zusammenhangsrichtung: Knieabduzierende/-innenrotierende mechanische Wirkungsweisen beeinflussen die Hüftkinematik in Form von Hüftinnenrotation/-adduktion.

⁹² Die Untersuchung mit 42 Teilnehmer war ein Teilprojekt der Arbeitsgruppe „Kniestabilität bei Sprüngen“ des FG Sportwissenschaft an der TU Kaiserslautern. Die Stichprobe setzte sich teilweise identisch mit derjenigen der vorliegenden Studie zusammen. Die Untersuchungsmethodik entspricht der Beschreibung in Kapitel 3.2 und 3.3.

⁹³ In Kapitel 5.4. wird auf diese Erkenntnis unter „Neuromuskuläre und kinetische Einflüsse“ weiter eingegangen.

Bezüglich der medio-lateralen Schlackerbewegung ist bei der Sprunggruppe in allen Belastungsformen eine prozentuale Verringerung zu verzeichnen (vgl. Abbildung 66 – Abbildung 67). Bei den drei unilateralen Belastungsformen sind die prozentualen Verringerungen gegenüber der bilateralen Belastungsform deutlicher ausgeprägt. Zum einen lässt sich dieser Unterschied auf die motorische Charakteristik bilateraler Sprünge zurückführen, die generell geringere Knieauslenkungen sowie simplere motorische Bewegungsanforderungen als unilaterale Manöver aufweisen. Die Krafttrainingsgruppe dagegen verzeichnet bei allen Belastungsformen einen prozentualen Zuwachs der medio-lateralen Schlackerbewegung. Betreffend der Knieabduktion erreichen beide Interventionsgruppen eine prozentuale Reduzierung (vgl. Abbildung 68 – Abbildung 69), wobei wiederum die Sprungtrainingsgruppe die größere prozentuale Reduzierungsrate gegenüber der Krafttrainingsgruppe aufzeigt (vgl. Tabelle 23 – Tabelle 24). Die gleichen prozentualen Veränderungsverhältnisse gelten für die **rotatorischen** Knie- und Hüftgelenksexkursionen (vgl. Abbildung 70 – Abbildung 73; Tabelle 25 – 28). Allerdings wird für diese kinematischen Merkmale die Hypothese H11-1 beibehalten: Der maximale Knieabduktionswinkel bzw. die medio-laterale Schlackerbewegung (oder **Knie- bzw. Hüftrotationswinkel**) verändert sich im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings. Vor allem in den lateralen Bewegungsabläufen werden die Rotationsmaxima des Kniegelenks in beiden Gruppen deutlich gesenkt (Sprunggruppe Belastungsform M, L: $p < .05$; Kraftgruppe Belastungsform S, M: $p < .05$; L: $p < .01$). Bezüglich der Hüftinnenrotation kann nur bei der Sprunggruppe eine deutliche Verringerung ($p < .05$) der Winkelmaße beobachtet werden (LJ: S, M; DEB: M, L).

Fasst man die umfangreiche kinematische Datenanalyse zusammen, lässt sich trotz fehlender Signifikanz im Gruppenvergleich eine Tendenz vermuten. Deskriptiv betrachtet erzielt die Sprunggruppe durchgehend höhere prozentuale Steigerungsraten in den Auslenkungsparametern, die als Determinanten der dynamischen Kniestabilität definiert sind (vgl. Kap. 3.3). Diese Beobachtung wird in einer vergleichbaren Studie von Zebis et al. (2016) bestätigt. Über ähnliche Umfänge (vgl. Kap. 3.2.2) absolvierten Spielsportlerinnen⁹⁴ ein neuromuskuläres Training mit annähernd gleichen Sprungelementen wie in der vorliegenden Studie. Zwar wird auch von Zebis et al. (2016) das Signifikanzniveau nicht erreicht, jedoch kann die Trainingsgruppe mit Sprungelementen die Auslenkung in der Frontalebene prozentual gegenüber der zweiten Interventionsgruppe stärker reduzieren. Zu vergleichbaren Schlussfolgerungen kommt Noyes et al. (2005) in seiner Interventionsstudie mit dem Schwerpunkt eines plyometrischen Sprungtrainings bei jugendlichen Spielsportlern⁹⁵. Dabei wurde

⁹⁴ Handball und Fußball; Aufgeteilt in je n=20 neuromuskuläres Sprungtraining und n=20 Präventionstraining

⁹⁵ N = 325 (w), 130 (m). Intervention: 6 Wochen Sportsmetrics (Cincinnati Sportsmedicine Research and Education Foundation, Cincinnati, Ohio) neuromuskuläres Trainingsprogramm zur Verletzungsprävention.

beobachtet, dass die Sportlerinnen durch das Sprungtraining eine deutlich verbesserte axiale Orientierung des Kniegelenks in der Frontalebene erreichen ($p < .01$; vgl. Abbildung 91).

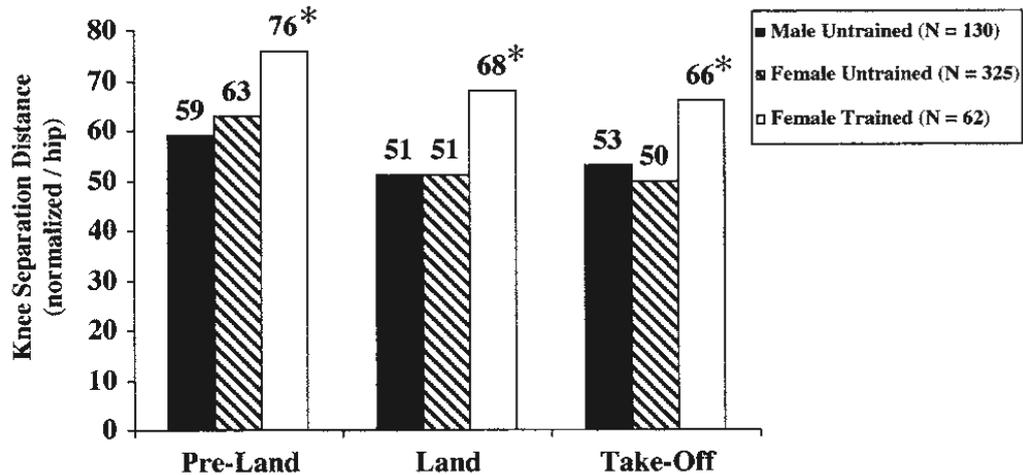


Abbildung 91: Unterschiede von Pre- zu Posttest des Sportsmetrics Training Programs. Zu allen drei Messzeitpunkten des bilateralen Drop-Jumps verzeichnet die Trainingsgruppe (weißer Balken) eine signifikant bessere axiale Orientierung des Kniegelenks (Noyes et al., 2005, S. 201).

Eine weitere wichtige Beobachtung in der umfangreichen Stichprobe von Noyes et al. (2005) betrifft die Frage nach einer geschlechterspezifischen Unterscheidung in der Bewertung der biomechanischen Risikofaktoren. Hier findet sich im Pretest kein Unterschied sowohl in der risikorelevanten Landephase als auch Absprunghase (vgl. Abbildung 91: Male Untrained vs. Female Untrained). Mit dieser Beobachtung wird die in Kapitel 2.3.2.3 postulierte Neuausrichtung der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin⁹⁶ zu einer geschlechtsneutralen, individuellen Risikobetrachtung weiter gestützt und in einem multifaktoriellen Ansatz in der vorliegenden Studie angewandt.

Bezogen auf die innenrotatorische Veränderung der Hüftwinkelmaße als maßgeblichen Faktor für die Orientierung des distalen Kniegelenks (vgl. Kap. 5.1.1: H7-1, H8-1, H9-1) können die Beobachtungen aus der Hypothese H11-1 in den Studienergebnissen von Noyes et al. (2005) ebenfalls bestätigt werden ($p < .01$). Das plyometrische Sprungtraining steht in einem Zusammenhang mit der Stellung des Hüftgelenks und drückt sich in entsprechender Konsequenz der in H7-1 – H9-1 beibehaltenen Hypothesen aus. In der beispielhaften Abbildung 92 ist im Pretest deutlich eine Innenrotation der Hüfte sowie eine daraus resultierende mediale Kniegelenksorientierung in der Frontalebene zu erkennen. Im Posttest ist die Hüfte nach außen rotiert,

⁹⁶ Expertenmeeting „Vorderes Kreuzband“ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS). 2010, Burg/Spreewald.

folgend orientiert sich das Kniegelenk deutlich nach lateral. Das Resultat ist eine axiale Ausrichtung über die mechanische Traglinie des Beins, was in Kapitel 5.1 belegbar geringere Belastungsmomente für das Kniegelenk bedeutet.



Abbildung 92: Beispielhafte kinematische Veränderungen einer Basketballspielerin im Pre- (Bild links) zu Postvergleich (Bild rechts) bei einem bilateralen Drop-Jump aus 30cm Höhe (Noyes et al., 2005, S. 202).

Die Ergebnisse bezüglich der Trainingseffekte auf die Hüftabduktion erreichten für keine Belastungsform das Signifikanzniveau von $p < .05$ und erbrachten keine ergänzenden Erkenntnisse. Deswegen werden diese hier nicht aufgeführt.⁹⁷ In diesem Kontext liegt eine mögliche Erklärung in der Tatsache, dass bereits in der Überprüfung der Zusammenhänge (vgl. Kap. 5.1.1) zwischen den Hüftgelenksexkursionen sowie der Kniestabilität, bis auf vereinzelte Ausnahmen, nur für die Hüftinnenrotation signifikante Ergebnisse erzielt wurden. Dem Auslenkungsgrad der Hüftabduktion konnte kein Zusammenhang mit den Determinanten der Kniestabilität zugeschrieben werden.

5.2.2 Kinetische Parameter

Als wirksamste Form, biomechanischen Risikofaktoren wie bspw. den dynamischen Knievalgus kontrollieren zu können, gilt ein entsprechendes neuromuskuläres Aktivierungspotential der protektiv wirksamen Muskelgruppen (vgl. Kap. 2.2). Wie in Kapitel 3.3.4 beschrieben, bestimmt die Maximalkraft als Grundlage der Erscheinungsformen der Kraftfähigkeiten u.a. die Ausprägung der Schnellkraft (Güllich & Schmidtbleicher, 1999; Schlumberger & Schmidtbleicher, 2004), auf der die Effekte eines

⁹⁷ Diese Information wird hier aufgeführt, um die Vollständigkeit der Analyse und die Berücksichtigung aller Variablen zu gewährleisten.

plyometrischen Sprungtrainings nach dem Prinzip des Dehnungs-Verkürzungszyklus (DVZ) beruhen. Nach Jöllenbeck et al. (2013) werden die größten Effekte eines plyometrischen Schnellkrafttrainings in intensiven Belastungsbereichen erzielt, in denen u.a. die neuronale Aktivierung optimiert wird. Somit kann die Analyse der Maximalkraft als Basis des Schnellkrafttrainings im Kontext der vorliegenden Fragestellung nach der unterschiedlichen Wirkungsweise eines apparativen Kraft- oder koordinativen Sprungtrainings auf die dynamische Kniegelenkskontrolle zur Klärung beitragen. Im Rahmen des formulierten multifaktoriellen Forschungsansatzes wird die Hypothese H13-1 beibehalten: Die maximale Kraftleistungsfähigkeit (oder Hüftimpulsänderung) verändert sich im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings. Die Hypothese H14-1 betreffend der **maximalen Kraftleistungsfähigkeit** wird verworfen: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich nicht zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtraining und (b) eines apparativen Krafttraining hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf die **maximale Kraftleistungsfähigkeit** oder Hüftimpulsänderung.

Beide Interventionsgruppen zeigen jeweils nach dem koordinativen Sprungtraining (Streckerkette, Ad-bzw. Abduktoren: $p < .01$; Rotation: $p < .01$) sowie dem apparativen Krafttraining ($p < .01$) eine deutliche Zunahme der maximalen Kraftleistungsfähigkeit (vgl. Abbildung 74). Zwar erreichen die Unterschiede zwischen den beiden Trainingsformen nicht das angestrebte Signifikanzniveau, jedoch geben die Ergebnisse aufschlussreiche Hinweise auf einen Zusammenhang der Maximalkraftleistung bezüglich der Kniegelenkskontrolle. So erreicht die Krafttrainingsgruppe gegenüber der Sprungtrainingsgruppe eine prozentual höhere Steigerungsrate der F_{\max} in der Hüftadduktion um 43% sowie der Hüftinnenrotation um 42% (vgl. Tabelle 29). Dabei wird das Signifikanzniveau von $p < .05$ jeweils nur knapp verfehlt (Adduktion: $p = .072$; Innenrotation: $p = .065$). Umgekehrt erzielt die Sprungtrainingsgruppe gegenüber der Krafttrainingsgruppe zwar nur eine geringe prozentual höhere Steigerungsrate, dies jedoch in den antagonistisch wirksamen Muskelgruppen (Hüftabduktion: +5%; Hüftaußenrotation: +11%). Myklebust et al. (2006) stellt fest, dass die abduzierend sowie außenrotatorisch wirksamen Muskelgruppen durch ihre Femur-stellende Funktionsweise nach lateral direkten Einfluss auf die Kniegelenkskontrolle nehmen. Dem entgegen steuern die innenrotatorisch sowie adduzierend wirksamen Hüftmuskeln, die eine Knieabduktion und damit instabile Position implizieren (Cashman, 2012). In einer prospektiven Studie von Khayambashi et al. (2016) kann die protektive Wirksamkeit der maximalen außenrotatorischen sowie abduzierenden Kraftfähigkeit verdeutlicht werden: Bei 501 Ballspielsportlern wurde zu Beginn der Wettkampfsaison die F_{\max} ermittelt. Anhand der Verletzungsrate bei non-contact Situationen des vorderen Kreuzbands konnte ermittelt werden, dass die F_{\max} Außenrotations-/Abduktionswerte der verletzten Spieler gegenüber der unverletzten signifikant geringer sind ($p = .003$ bzw. $p < .001$). Die Regressionsanalyse ergibt, dass eine verringerte Kraftfähigkeit signifikant mit einem erhöhten Risiko einer non-contact

VKB- Verletzung zusammenhängt (Außenrotation [OR] = 1.23 [95% CI, 1.08-1.39], $p = .001$. Abduktion [OR] = 1.12 [95% CI, 1.05-1.20], $p = .001$).

Fasst man unter diesen Erkenntnissen die Beobachtungen der vorliegenden Daten der F_{max} Werte zusammen, lässt sich ein konsistentes Schema erkennen: Es werden einerseits durch ein plyometrisches Sprungtraining im Verhältnis zu einem apparativen Krafttraining die protektiv wirksamen Muskelgruppen in ihrer F_{max} Leistungsfähigkeit gesteigert. Andererseits werden die im Sinne der Kniegelenkskontrolle destabilisierenden F_{max} Einflüsse (Adduktion, Innenrotation) in der Krafttrainingsgruppe deutlich stärker ausgeprägt. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass durch ein koordinatives Sprungtraining eine günstigere F_{max} ratio der Hüftmuskulatur (Abduktion/Außenrotation vs. Adduktion/Innenrotation) gegenüber eines apparativen Krafttrainings im Sinne der Kniegelenksstabilität erreicht werden kann. Weiter lässt sich diese Beobachtung durch unterschiedliche Ausprägung der Impulsänderung belegen und es wird die Hypothese H14-1 betreffend der **Hüftimpulsänderung** beibehalten: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtraining und (b) eines apparativen Krafttraining hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf die maximale Kraftleistungsfähigkeit oder **Hüftimpulsänderung**.

Die Impulsänderungen (vgl. Abbildung 75 – Abbildung 78) im Hüftgelenk spiegeln die jeweilige F_{max} Entwicklung der beiden Interventionsgruppen wider. Für alle Belastungsformen sowie Belastungsstufen stellt sich die Impulsänderung in der Außenrotation sowie Abduktion im Fall der Sprungtrainingsgruppe in Form einer prozentualen Steigerung bzw. nur mäßigen Abnahme im Pre- zu Postvergleich dar. Gegensätzlich dazu verhält sich, vergleichbar mit den F_{max} Werten, die Impulsänderung der Krafttrainingsgruppe. Teilweise deutlich (Hüftrotation: DBB, DEB $p < .01$; LD, LJ: $p < .05$; Hüftabduktion: DBB, LD $p < .05$) drücken die Impulsänderungen damit eine Verschiebung der Kräfte über die mechanische Traglinie des Beins aus: Weg von der postulierten protektiven Wirkung der Hüftaußenrotation sowie -abduktion und hin zu einer Adduktion bzw. Innenrotation (vgl. Kap. 2.2). Vor allem durch die Werte der Hüftrotation, die in einem Zusammenhang mit der Kniegelenkskontrolle steht (vgl. Kap. 5.1., 5.2.1), äußert sich der Unterschied der Impulsänderung zwischen der Kraft- und Sprungtrainingsgruppe besonders deutlich: In den Belastungsformen uni- und bilateraler Drop Jump ($p < .05$; vgl. Tabelle 30) wird der Kontrast signifikant, in der unilateralen Landung verfehlt der Vergleich das Signifikanzniveau nur knapp ($p = .056$ bzw. $p = .060$; vgl. Tabelle 31).

5.2.3 Neuromuskuläre Aktivierung

In der Betrachtung der neuromuskulären Anpassungen (vgl. Abbildung 79 - Abbildung 90) verdichten sich die Hinweise weiter auf die Wirksamkeit eines koordinativen Sprungtrainings bezüglich der dynamischen Kniegelenkskontrolle und es wird Hypothese H15-1 beibehalten: Die neuromuskuläre Aktivität verändert sich im Laufe eines sechswöchigen Krafttrainings (a) in Form eines apparativen Krafttrainings bzw. (b) in Form eines koordinativen Sprungtrainings.

Von besonderem Interesse im Rahmen der Fragestellung der vorliegenden Arbeit ist das geänderte Aktivierungsverhalten der hüftumgebenden Muskelgruppen. Für die abduzierend bzw. außenrotatorisch wirksamen Mm. glutei medius und maximus sind in allen Belastungsformen prozentuale Steigerungsraten⁹⁸ in der Sprungtrainingsgruppe zu verzeichnen. In der Krafttrainingsgruppe hingegen ist durchgehend in allen Belastungsformen eine prozentuale Reduzierung der neuromuskulären Aktivierung der Mm. glutei maximus und medius zu beobachten (vgl. Tabelle 34 - Tabelle 37). Berücksichtigt man die Beobachtungen von McLean et al. (2005) sowie Paterno et al. (2009) (vgl. Kap. 2.2.2), dass eine verbesserte neuromuskuläre Aktivierung der Glutealmuskulatur das Kniegelenk bei lateralen Bewegungen⁹⁹ stabilisieren kann, so scheint ein koordinatives Sprungtraining effektiver als ein apparatives Krafttraining. Die Forschungsergebnisse von Hewett et al. (1996, 2005, 2006, 2010), welche die Grundlage des „Sportsmetric Training Program“ bilden¹⁰⁰, zeigen, dass durch plyometrische Sprungelemente die neuromuskuläre Aktivität der Glutealmuskulatur gesteigert werden kann. Als unmittelbares Ergebnis konnte Hewett et al. (1999) beweisen, dass die Verletzungsinzidenz des Kniegelenks bei Spielsportlerinnen durch ein gezieltes 6-wöchiges Sprungtraining deutlich gesenkt werden kann ($p = .05$). Weitere Hinweise bezüglich der Wirksamkeit eines präventiven Trainingsprogramms, in dem plyometrische Sprungübungen der Hauptbestandteil sind, liefert Omi et al. (2018) in einer prospektiven Interventionsstudie mit College Basketballerinnen. Das von Omi et al. entwickelte HIP (hip-focused injury prevention program) Trainingsprogramm legt den Fokus auf die Aktivierung sowie die Kräftigung der außenrotatorisch sowie abduktorisch wirksamen Hüftmuskulatur. Auch hier konnte die Effektivität der Trainingsintervention über eine Senkung der Verletzungsinzidenzrate belegt werden ($p = .026$).

In der weiteren Betrachtung der analysierten Muskelgruppen zeigen sich ähnliche Effekte in der neuromuskulären Ausprägung der adduzierend wirksamen Muskeln zu der entsprechenden F_{\max} Entwicklung der Adduktorengruppe. Bis auf Ausnahmen (LD: L; LJ: L) verzeichnet die Sprungtrainingsgruppe im Pre- zu Postvergleich geringere prozentuale Steigerungsraten in der neuromuskulären Aktivierung des M.

⁹⁸ M. gluteus max. bei DBB L sowie M. gluteus med. bei LJ M: $p < .05$.

⁹⁹ Nach Jacobs et al. (2007) sowie Zazulak et al. (2005) gilt dies auch für unilaterale Landemanöver.

¹⁰⁰ Vgl. Kap. 5.2.1: Neuromuskuläres Trainingsprogramm.

adductor magnus (vgl. Abbildung 83 - Abbildung 84) gegenüber der Krafttrainingsgruppe. Dieses Schema deutet im Vergleich mit der Glutealmuskulatur, wie zuvor im F_{\max} Vergleich sowie der Impulsänderung, auf eine unterschiedliche ratio (Abduktion/Außenrotation vs. Adduktion/Innenrotation) des neuromuskulären Aktivierungspotentials der beiden Interventionsgruppen hin: Die Sprungtrainingsgruppe verzeichnet prozentuale Steigerungen der Muskelgruppen, die Knieabduktions- und Innenrotationsmomenten sowie entsprechenden Hüft- und Knieauslenkungen entgegenwirken können (Alentorn-Geli et al., 2009). Genau entgegengesetzt entwickeln sich die neuromuskulären Aktivierungspotentiale der apparativen Krafttrainingsgruppe. Zusätzlich prägen sich die prozentualen Steigerungsraten in den destabilisierenden Strukturen (Adduktion) in der Krafttrainingsgruppe gegenüber der Sprungtrainingsgruppe stärker aus.

Die Relevanz der intermuskulären Koordination der ventralen sowie dorsalen Oberschenkelmuskulatur im Kontext der dynamischen Kniegelenksstabilität ist mehrfach empirisch belegt (vgl. Kap. 2.1.2.1 und 2.1.2.2). Besonderes Interesse gilt der Optimierung des neuromuskulären Aktivierungspotentials im Verhältnis der Muskelgruppen zueinander. Die funktionelle „H/Q-ratio“¹⁰¹ beschreibt das Zusammenspiel der exzentrisch arbeitenden dorsalen und der konzentrisch arbeitenden ventralen Oberschenkelmuskulatur (Aagaard et al., 1998). Nach den vorliegenden Studienergebnissen ist auf deskriptiver Ebene festzustellen, dass die Sprungtrainingsgruppe im Posttest in allen Belastungsformen prozentuale Steigerungen für den M. biceps femoris verzeichnet, die Krafttrainingsgruppe entgegengesetzt eine prozentuale Verringerung erfährt (vgl. Abbildung 85 - Abbildung 86). Gerade der ischiocruralen Muskulatur wird durch ihre Krafftähigkeit, jedoch vielmehr noch aufgrund einer optimierten neuromuskulären Aktivierungsfähigkeit, ein wichtiger Beitrag zur Sicherung des Kniegelenks in der Sagittalebene zugeordnet (Baratta et al., 1988; Hirokawa et al., 1991). Aus diesem Grund sind Trainingsprogramme zu empfehlen, die eine gezielte Kräftigung und Aktivierung der dorsalen Oberschenkelmuskulatur fördern (Al Attar et al., 2017; Malliaropoulos et al., 2012; Petersen, J. et al., 2011). Im Verständnis eines fokussierten Aufbaus der ischiocruralen Muskulatur darf jedoch nicht abgeleitet werden, dass zu Gunsten einer verbesserten H/Q-ratio die oftmals dominante ventrale Oberschenkelmuskulatur (Bogdanis & Kalapotharakos, 2016) gezielt atrophiert werden sollte. Vielmehr sollte ein verhältnismäßiges Training zur Verbesserung des Aktivierungspotential sowie der Krafftähigkeit beider Muskelgruppen im Sinne der Kniegelenkskontrolle angestrebt werden (Melynk & Gollhofer, 2007; Nagelli & Hewett, 2017; Petersen et al., 2012). Nach diesem Verständnis sprechen auch die Ergebnisse der neuromuskulären Veränderungen für einen effektiven Beitrag zur Kniegelenkskontrolle der Sprungtrainingsgruppe bezüglich der ventralen Beinmuskulatur: Der M. rectus femoris verzeichnet lediglich geringe prozentuale Verringerungen im Posttest (vgl. Abbildung 87 - Abbildung 88) sowie durchweg geringe prozentuale

¹⁰¹ H/Q ratio: Hamstrings-Quadriceps ratio.

Steigerungen des M. vastus lateralis (vgl. Abbildung 89 - Abbildung 90). Die neuromuskuläre Aktivierung im Pre- zu Postvergleich der apparativen Krafttrainingsgruppe reduziert sich für den M. rectus femoris prozentual insgesamt höher (Pre- zu Postvergleich Kraftgruppe: DBB M, DEB S, LD S, LD M, LJ S: $< .05$) als die Sprungtrainingsgruppe. Im Aktivierungsverhalten des M. vastus lateralis ist entgegengesetzt der Sprungtrainingsgruppe für alle Belastungsformen eine geringe prozentuale Verringerung zu beobachten (vgl. Abbildung 89 - Abbildung 90).

Ähnlich dem Verhältnis der Hüftmuskulatur oder auch der F_{\max} ratio lässt auch die Ausprägung der H/Q ratio für die Sprungtrainingsgruppe ein vorteilhaftes Kraftverhältnis gegenüber der Krafttrainingsgruppe vermuten: Die H/Q ratio kann verbessert werden, indem das Aktivierungsverhalten der protektiv wirksamen ischiocruralen Muskulatur gesteigert wird, wobei kein Qualitätsverlust im Aktivierungsverhalten der ventralen Oberschenkelmuskulatur zu verzeichnen ist. Die Entwicklung der neuromuskulären Parameter der Krafttrainingsgruppe verhält sich im Pre- zu Postvergleich rein deskriptiv dem entgegengesetzt.

Im statistischen Vergleich der beiden Interventionen bezüglich neuromuskulärer Anpassungen wird die Hypothese H16-1 verworfen: Ein sechswöchiges Krafttraining unterscheidet sich nicht zwischen den Formen (a) eines koordinativen Sprungtrainings und (b) eines apparativen Krafttrainings hinsichtlich der jeweiligen Effekte auf die neuromuskuläre Aktivität.

Auch wenn das angestrebte Signifikanzniveau von $p < .05$ nicht erreicht wird¹⁰², lässt sich vermuten, dass die neuromuskulären Veränderungen Hinweise auf eine mögliche höhere Wirksamkeit eines Krafttrainings in Form eines koordinativen Sprungtrainings bezüglich der Kniegelenkskontrolle liefern.

In der Gesamtbetrachtung der kinematischen, kinetischen und neuromuskulären Anpassungserscheinungen sprechen die Ergebnisse auf rein deskriptiver Ebene für etwaige vorteilige Effekte eines Krafttrainings in Form eines koordinativen Sprungtrainings. Jedoch ist in der Interpretation zu berücksichtigen, dass sich beide Trainingsformen, bis auf zwei Ausnahmen¹⁰³, nicht signifikant unterscheiden bzw. vergleichbare signifikante Effekte¹⁰⁴ aufweisen und daher eine Empfehlung für eine Trainingsform mit Vorsicht zu diskutieren ist. Weiter ist anzumerken, dass beide Trainingsformen sowohl die Kräftigung der Hüftabduktoren/-außenrotatoren als auch Hüftadduktoren/-innenrotatoren beinhalteten. Während jedoch in der apparativen Krafttrainingsform durch die gerätegestützte Ausführung die Belastungsansteuerung gleichmäßig verteilt ist, lässt sich bei der Bewegungscharakteristik der koordinativen Sprungform eine stärkere Akzentuierung der Hüftabduktoren/-außenrotatoren ausmachen. Mit adäquater Modifikation der apparativen Krafttrainingsform durch eine

¹⁰² Ausnahme: M. gluteus maximus, DBB L: $p < .05$.

¹⁰³ Ausnahmen: H14-1 betreffend der Hüftimpulsänderung in zwei Belastungsformen (DBB und DEB).

¹⁰⁴ Reduzierung des Knie rotationswinkels bei lateralen Sprüngen.

gezielte Akzentuierung der Hüftabduktoren/-außenrotatoren könnte eine vergleichbare Wirksamkeit im Sinne einer Verbesserung der kniestabilisierenden Parameter erreicht werden.¹⁰⁵

5.3 Methodologische Reflexion

Die vorliegende Studie wurde unter Verwendung des aktuellsten Stands der Messtechnik und Wissenschaft („Gold-Standard“) nach einem ganzheitlichen Ansatz durchgeführt. Dabei kamen spezielle kinematische, kinetische und neuromuskuläre Messverfahren zur Ermittlung der motorischen Leistung zum Einsatz. Auf Basis theoriegeleiteter, quantitativer und qualitativer Variation wurden verschiedene Belastungsformen moduliert und bilden in unterschiedlichen Belastungsstufen (vier Belastungsformen mit jeweils drei Belastungsstufen) typische motorische Bewegungsmuster in den Spielsportarten repräsentativ ab. Die Auswahl der Studienteilnehmer setzte sich aus Sportstudierenden zusammen, die nicht nur auf eine Spielsportart spezialisiert sind und damit eine breite motorische Bewegungserfahrung in den Ballsportspielen aufweisen können (vgl. Kap. 3.1).

Der formulierte Aufbau der Studie ist sehr umfangreich und wurde in dieser Komplexität im Forschungsfeld der dynamischen Kniestabilität innerhalb einer Studie bisher noch nicht angewandt (vgl. Kap. 3.2.1: Testaufgaben). In der methodischen Vorgehensweise können in einem entsprechend komplexen Gefüge Limitationen auftreten, die im nachfolgenden Abschnitt diskutiert werden. In diesem Kontext wird auf mögliche Lösungsansätze und Verbesserungsvorschläge hingewiesen.

Teilnehmer und Studiendesign

Die beiden Studienteile sind als experimentelle Interventionsstudie angelegt, wobei der Pretest als Querschnittstudie für den ersten Studienteil verwendet wird. Ein möglicher Kritikpunkt könnte die Durchführung des Pre-Posttests mit zwei Experimentalgruppen und ohne Kontrollgruppe sein. Um Störvariablen zu kontrollieren sowie die interne Validität sicher zu stellen, werden experimentelle Studien in der empirischen Sozialforschung bevorzugt und unter Hinzunahme einer Kontrollgruppe durchgeführt (Bortz & Döring, 2007; Diekmann, 2007). Die vorliegende Laborstudie hatte die Intention, anhand zweier geschlechterspezifisch gematchter, randomisierter Experimentalgruppen etwaige Unterschiede bzw. Wirkungsweisen zweier Interventionsprogramme miteinander zu vergleichen. Aus der umfangreichen Studienlage sowie Literaturrecherche (vgl. Kap. 2 und Kap. 3) geht aus der Planungsphase der vorliegenden Arbeit hervor, dass in einer Kontrollgruppe ohne Treatment keine Veränderun-

¹⁰⁵ Konkrete Vorschläge zur Modifikation werden in Kapitel 5.3 sowie Kapitel 5.4 im Forschungsausblick zu den Trainingsinterventionen und Neuromuskulären/kinetischen Einflüssen formuliert.

gen bezüglich der erhobenen Parameter zu erwarten sind. Es ist offensichtlich, welches Ergebnis ohne Treatment wahrscheinlich ist. Aus dieser Grundüberlegung wurde auf eine Kontrollgruppe verzichtet. Aus testökonomischen sowie organisatorischen Überlegungen spricht ein weiteres gewichtiges Argument gegen eine Kontrollgruppe, die natürlich die interne Validität weiter erhöht hätte: Die Rekrutierung ($n = 32$) aus einer geeigneten Population gestaltete sich schwierig, weitere zwei Kontrollgruppen (oder auch nur eine Vergleichsgruppe) wäre aus den situativen Gegebenheiten nicht möglich gewesen. Noch gewichtiger ist die Tatsache, dass es logistisch nicht lösbar gewesen wäre, durch die umfangreichen Messapparatur, die zeitlichen Abläufe für 64 (oder 48) Probanden zu koordinieren. Bereits mit 32 Probanden war ein sehr hoher personeller, finanzieller und zeitlicher Aufwand verbunden. Durch exakte Planung konnte das Interventionsprogramm an die Zeitfenster der Pre- und Posttesttermine passgenau konfiguriert werden, so dass für einzelne Probanden keine „wash-out“ Effekte eintraten. Mit mehr als 32 Probanden wäre es bei durchschnittlich 3h Testdauer pro Versuchsperson nicht möglich gewesen¹⁰⁶ diese Störvariable zu kontrollieren.

Daran anschließend begründet sich auch ein weiterer möglicher Kritikpunkt. Ebenfalls aus logistischen Gründen konnte keine Follow-up Messung durchgeführt werden. Die Probanden nahmen mit großem Einsatz in dem definierten Zeitraum von zwölf Wochen neben den beiden Messungen auch an je drei Trainingseinheiten pro Woche teil. Dieser Zeitraum schöpfte exakt die Phase der Probanden aus, in der sie vor Ort waren. Nach dem verfügbaren Zeitraum von insgesamt zwölf Wochen standen die Probanden in einem sinnvollen zeitlichen Abstand für eine Follow-up Studie nicht mehr vor Ort zur Verfügung. In welcher Nachhaltigkeit die beobachteten Veränderungen stabil sind, sollte in diesem Kontext in nachfolgenden Studien verfolgt werden. Sugimoto et al. (2014) beschreiben Hinweise auf eine höhere Effektivität unter Beibehaltung eines neuromuskulären Trainings in reduzierter Form nach einem mehrwöchigem Blocktraining (≈ 6 Wochen, 3 Einheiten/Woche), das bspw. in der Saisonvorbereitung stattfand. Dadurch können Verletzungen des Kniegelenks durch nachhaltiges Training einmal pro Woche stärker reduziert werden ([OR] = 0.35 [95% CI, 0.23-0.53], $p = .001$) als ohne ein vorgeschaltetes mehrwöchiges Blocktraining ([OR] = 0.62 [95% CI, 0.41-0.94], $p = .024$).

In sportwissenschaftlichen Studien wird mitunter kritisch diskutiert, dass die Stichprobe aus Sportstudierenden der zuständigen Fakultät zusammengestellt wird. Damit verbunden könnte eine gewisse Abhängigkeit bzw. Unfreiwilligkeit bestehen, da Studienprojekte meist mit betreuenden Dozenten verknüpft sind. In der vorliegenden

¹⁰⁶ Für die 32 VP wurde jeweils ein 15 tägiges Zeitfenster vor bzw. nach der 6 – wöchigen Intervention zur Terminbelegung für den ca. 3 stündigen Labortest definiert. Je nach Terminlage begann der Proband mit der Intervention von Tag X (von 15) die exakt 6-wöchige Intervention mit entsprechender fristgerechter Terminsetzung zum Posttest. So wurden die exakten Zeitabstände für jeden Probanden stabil gehalten um wash-out Effekte kontrollieren zu können. Um die Standards des Testverfahrens (Leistungsfähigkeit der Testleiter, Wartung Laborequipment) zu gewährleisten, wurde die maximale Testanzahl pro Tag auf 3 VP begrenzt.

Stichprobe handelt es sich um studentische Spielsportler, denen in einer Informationsveranstaltung vorab die Relevanz der Kniegelenkskontrolle v.a. in den Ballspielsportarten anhand der Studienlage aufgezeigt wurde. Ebenso wurden die möglichen Effekte eines präventiven Kraft- und Sprungtrainings im Sinne der Verletzungsprophylaxe sowie der Performance-Verbesserung erläutert. Hinsichtlich sportpraktischer Prüfungen am Ende der Interventions- bzw. Posttestphase konnte aus diesem Verständnis eine hohe Compliance aus intrinsisch motivierten Gründen erzeugt werden. Außerdem wurde die Compliance durch permanente Nähe und Betreuung jeder Trainingseinheit, die zu definierten Zeiten in Kleingruppen mehrmals pro Woche angeboten wurden, ständig gefördert und ermöglichten den Probanden, die umfangreichen Zeitinvestitionen in den Campus-Alltag zu integrieren. Unter diesen Gesichtspunkten ist zu konstatieren, dass es aus Sicht der Studienplanung nahezu optimal war, mit Sportstudierenden als Stichprobe eine kontrollierte Interventionsstudie in dem zuvor dargestellten Setting sowie den gegebenen Umfeldbedingungen durchzuführen.

Ein weiterer diskutabler Punkt ist die bewusste Zusammenstellung der Stichprobe aus weiblichen sowie männlichen Probanden. Die Studie hat den Anspruch, die vermeintlich höhere Verletzungsexposition weiblicher gegenüber männlichen Sportlern nicht weiter regelrecht zu stigmatisieren. Es wurde ein ganzheitlicher Ansatz verfolgt, der die potentiellen Risikofaktoren individuell betrachtet und bewusst gemäß Forderungen der GOTS eine Umorientierung ermöglicht, die weg von der geschlechterspezifischen Einschätzung geht. Nach wie vor ist die Forschungslage indifferent, zwar kann man eine erhöhte Inzidenz von vorderen Kreuzbandverletzungen bei Frauen beobachten, die größte Anzahl tritt jedoch bei Männern auf (Gokeler et al., 2010). In einer prospektiven Studie, bei der männliche sowie weibliche Spielsportler anhand bilateraler Drop Jumps auf die Ausprägung der dynamischen Knievalgisierung untersucht wurden, konnte kein erhöhtes Risiko für Frauen festgestellt werden (Jöllenbeck et al., 2012). Ebenso Noyes et al. (2005) beschreibt, dass in der Untersuchung biomechanischer Risikofaktoren keine geschlechterspezifischen Unterschiede zu beobachten sind (vgl. Kap. 5.2.1). In der vorliegenden Studie wurden gleichfalls keine signifikanten Unterschiede bezüglich der biomechanischen Risikofaktoren zwischen Männern und Frauen festgestellt.

Testaufgaben

Es ist der Anspruch der vorliegenden Arbeit, einen möglichst ganzheitlichen Ansatz der dynamischen Kniegelenkskontrolle zu verfolgen, was mit einem entsprechenden Umfang verbunden ist. Es ist kritisch zu betrachten, in wie weit die umfangreiche Konfiguration (4 Belastungsformen mit jeweils 3 Belastungsstufen sowie 3 gültigen Versuchen) zwar einen Vergleich der verletzungsrelevanten Situationen ermöglicht, jedoch nicht alle Störvariablen wie bspw. Ablöseerscheinungen der Vermarkierung oder EMG Signalstörung in diesem Kontext optimal zu kontrollieren sind (Verringe-

rung der internen Validität, Bortz & Döring, 2007). Vergleichbare Studien zur dynamischen Kniegelenkskontrolle führen ihre Untersuchungen in der Regel anhand einer Belastungsform, bspw. lateralen Sprüngen (Fleischmann, 2011) oder bilateralen Drop Jumps (Jöllenbeck et al., 2010) durch und verwenden nicht das gesamte Messinstrumentarium wie in der vorliegenden Arbeit¹⁰⁷, wodurch genannte Störvariablen aufgrund geringerer Komplexität besser zu kontrollieren sind. Außerdem könnte, der Komplexität und Umfang des Versuchsaufbaus geschuldet, mit zunehmender Dauer eine abnehmende kognitive Leistungsfähigkeit Einfluss auf die Ergebnisse haben. Um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten und etwaigen Ermüdungseffekten Rechnung zu tragen, wurde entsprechend des standardisierten Protokolls die Reihenfolge für alle Probanden beibehalten. Bewusst wurde unter Berücksichtigung der beschriebenen Testdauer und des Testumfangs auf die messmethodische Möglichkeit der Randomisierung der Reihenfolge der Belastungsform verzichtet (Bortz & Döring, 2007).

Ein weiterer Diskussionspunkt ist der Versuchsaufbau bei der Belastungsform Lateral Jump in der größten Distanz („L“). Hier wurde während des Pretests auffällig, dass die Probanden trotz der zuvor individuell festgelegten maximalen Sprungdistanz Probleme zeigten, die motorische Anforderung zu leisten. Dies äußerte sich durch nur partielles Treffen der Kraftmessplatte oder auch durch eine Rutschbewegung bzw. ein Abgleiten von der Kraftmessplatte (nicht verwertbarer Versuch). Für weitere Versuchsaufbauten wäre eine Verbesserungsmöglichkeit, die Belastungsstufen prozentual nach unten zu korrigieren. Eine Variation mit der Abstufung 40% (S), 60% (M) und 80% (L) wäre im Vorfeld nachfolgender Studien zu validieren.

Trainingsinterventionen

In der apparativen Krafttrainingsform wurden die Hüftabduktoren/-außenrotatoren gleichermaßen trainiert. Dadurch könnte es gegenüber den Werten des koordinativen Sprungtrainings zu numerisch geringeren positiven Effekten bezüglich der kniestabilisierenden Parameter gekommen sein. Für weitere Forschungsprojekte wäre zu klären, welche möglichen Effekte eine stärkere Fokussierung/Akzenturierung der Hüftabduktoren/-außenrotatoren innerhalb des apparativen Krafttrainings auf die dynamische Kniestabilität haben könnte.

Die Trainingsinterventionen in Form eines koordinativen Sprung- bzw. apparativen Krafttrainings fanden in Räumlichkeiten statt, die zeitgleich auch von anderen Sportlern genutzt wurden. Dementsprechend mussten unterschiedliche Störvariablen wie

¹⁰⁷ Anmerkung: Nach eingehender Analyse der Forschungslandschaft im Themenfeld der Kniestabilität trifft der postulierte und angewandte ganzheitliche, umfangreiche Ansatz der vorliegenden Arbeit auf keine bisher veröffentlichte Studie zu. Vielmehr konzentrieren sich alle aufgeführten Studienarbeiten auf eine bzw. maximal zwei Belastungsformen, meist laterale Sprünge oder bilaterale Drop Jumps. Auch kam bisher die hier verwendete multifaktorielle Analyse (Kinematik 3 D, Kinetik, EMG und F_{max}) in dieser Komplexität innerhalb einer einzigen Untersuchung noch nicht zum Einsatz. In Kombination mit der Analyse vier risikorelevanter Sprung- und Landemanöver stellt es ein Novum in der Zusammenstellung der Messapparatur und Belastungsformen dar.

bspw. variierende Lautstärke oder Störbälle (Sporthalle TU Kaiserslautern: Sprungtraining) oder je nach Frequentierung des Krafraums (UNIFIT TU Kaiserslautern) leicht abweichende Pausenzeiten an den Geräten akzeptiert werden. Die Probanden sind diese Belastungsformen im Umfeld jedoch gewohnt und bilden auch die Trainingsrealität ab. Auftretende Probleme in den Abläufen (Störungen durch Hallenbelegung und parallele Nutzung, Trainingszeiten UNIFIT) wurden durch den betreuenden Testleiter koordiniert und direkt gelöst. Dadurch konnte jederzeit ein fokussiertes Training gewährleistet werden. Die auftretende Störvariablen waren im Kontext der Sportpraxis akzeptabel und zu kontrollieren.

Datenerfassung und Spezifizierung der Messparameter

In der Erfassung der kinematischen sowie neuromuskulären Parameter werden Messverfahren nach aktuellstem Stand der Technik und Wissenschaft („Gold-Standard“) eingesetzt (vgl. Kap. 3.3). Die kabellosen EMG Transmitter und ultraleichten Marker ermöglichen den Probanden, die motorischen Anforderungen nahezu ohne Einschränkungen durchzuführen und sich frei zu bewegen. Dadurch können simulierte spieltypische Belastungssituationen mit entsprechender Intensität durchgeführt werden, was einen höheren Praxisbezug aufweist (Erhöhung der externen Validität im Sinne der Konstrukt- und Situationsvalidität; Bortz & Döring, 2007). Jedoch ist festzustellen, dass sich aufgrund der Bewegungsdynamik vereinzelt Marker oder Transmitter lösten und der Versuch damit ungültig wurde. Weiter muss eingeräumt werden, dass mit zunehmender Dauer der Untersuchung die Haftungseigenschaften der verwendeten Klebmittel trotz eingerichteter Redundanzen wie Tapeband teilweise nachließen und neu fixiert werden müssen.

Die Messapparatur zur Erfassung der maximalen Krafftähigkeit F_{\max} der hüftbezogenen Muskelgruppen wurde am Lehrstuhl Sportwissenschaft der TU Kaiserslautern (Prof. Dr. A. Güllich) entwickelt. Es ist diskutabel, ob die Abduktions- bzw. Adduktionskraft in der verwendeten Positionierung optimal abgebildet wird. In medizinischen Muskelfunktionstests nach Schünke et al. (2018) erfolgt die Ermittlung in Rückenlage und gestrecktem Knie- und Hüftgelenk. Aus Gründen der Testökonomie¹⁰⁸ sowie der Tatsache, dass die im Fokus stehenden Muskelgruppen (Mm. glutei medius und maximus, M. adductor magnus) jeweils sowohl rotatorische als auch ab- und adduzierende Funktionen des Hüftgelenks erfüllen (Schünke et al., 2018), wurde die vorliegende Konstruktionslösung realisiert. Dabei wird sowohl die Hüftrotation als auch Add- bzw. Abduktion mit 90° Flexion der Hüfte und des Kniegelenks ermittelt. Neben der Handhabung hat sich ebenfalls die stabile Fixierung des Probanden und damit eine größtmögliche Reduktion des Einsatzes assistiver Muskeleinsätze bewährt (Kontrolle der Störvariablen, Erhöhung der internen Validität). Eine Empfehlung für

¹⁰⁸ Obwohl die Konstruktion relativ unkomplizierte Wechsel der testrelevanten Positionen zulässt wurde für die F_{\max} Ermittlung der Hüftadduktion, -abduktion, -innenrotation sowie -außenrotation inklusive Pausen ca. 30min benötigt. Die durchschnittliche Gesamtdauer zur Testung eines Probanden belief sich auf ca. 3 Stunden gesamt (Vorbereitung, Vermarkerung, Testprotokoll).

künftige Kraftdiagnostik ist der Einsatz eines Isokineten (Testreliabilität: $r \leq .99$; Freiwald & Greiwing, 2016) im sportwissenschaftlichen Labor der TU Kaiserslautern. Dieser konnte zum Zeitpunkt der Studie jedoch aus Platz- sowie Kostengründen nicht bereitgestellt werden.

Statistische Datenverarbeitung

Zusammenhänge der Hüftkinematik- und Kinetik bezüglich der Determinanten der dynamischen Kniestabilität wurden mittels multipler linearer Regressionsanalysen berechnet. Dafür wurden alle Prädiktoren (Hüftabduktion, -innenrotation, -flexion) manuell in die Regressionsanalyse aufgenommen, wodurch auf deskriptiver Ebene deutlich der Einfluss der Hüftinnenrotation im Verhältnis zu den zwei weiteren unabhängigen Variablen abgebildet wurde. Die manuelle Einschlussmethode trägt jedoch dazu bei, dass die unabhängige Variable „Hüftinnenrotation“ allein mitunter einen höheren Aufklärungswert aufweist als alle drei Prädiktoren in multivariater Interaktion. Vergleicht man in der Modellzusammenfassung (vgl. Kap. 4.2) R-Quadrat mit dem korrigierten R-Quadrat ist daraus zu schließen, dass die beiden Prädiktoren Hüftabduktion und -flexion eher konfundierende Fehlervarianz als aufklärende Primärvarianz in das Modell einbrachten. Unter anderen Einschlussmethoden, bspw. Vorwärts- oder Rückwärtsmethode, würden diese beiden unabhängigen Variablen automatisch aus der multiplen Regressionsanalyse ausgeschlossen (Einschlusskriterium $p < .05$, Ausschlusskriterium $p < .10$). In nachfolgenden Studien kann ein Abgleich beider Verfahrensmethoden (manueller- bzw. Vorwärts-/Rückwärtseinschluss) Aufschluss geben, ob das Gesamtmodell durch die Aufnahme oder den Ausschluss der Prädiktoren Hüftabduktion/-Flexion verbessert werden kann. Im Sinne des korrigierten R-Quadrats kann das Gesamtmodell nur dann verbessert werden, wenn die Aufnahme von weiteren Variablen einen zusätzlichen Aufklärungswert liefert.

5.4 Fazit und Forschungsausblick

Die Intention der vorliegenden Arbeit bestand darin, durch einen multifaktoriellen Forschungsansatz bisher gering evaluierte Wirkungsweisen der dynamischen Kniegelenkskontrolle zu untersuchen. Der besondere Fokus der Querschnittsuntersuchung lag hierbei auf den biomechanischen, kinetischen sowie neuromuskulären Zusammenhängen des Hüftgelenks sowie der umliegenden Strukturen und der dynamischen Kniestabilität. Außerdem wurden erstmals mehrere relevante Belastungsformen in einer Studie zusammengeführt und miteinander in unterschiedlichen Belastungsstufen verglichen. Durch diese direkte Vergleichbarkeit konnten neue Erkenntnisse bezüglich der dynamischen Kniestabilität in potentiell verletzungssexponierten Bewegungen gewonnen werden. Weiter konnte neben den bereits empirisch beleg-

ten Kennwerten des „valgus collapse“ mit der medio-lateralen Knieschlackerbewegung ein neues Analysetool zur dynamischen Kniestabilität und deren Bewegungskontrolle entwickelt werden. Die Wirkungsweisen zweier Trainingsansätze auf die relevanten Parameter wurden in einer aufbauenden Längsschnittstudie empirisch untersucht und miteinander verglichen. Nachfolgend werden die zentralen Ergebnisse der durchgeführten Untersuchungen zusammengefasst und daraus Empfehlungen für weitere Forschungsansätze sowie für die Planung und Optimierung von präventiven Trainingsprogrammen vorgenommen.

Kinematische Beobachtungen des Knie- und Hüftgelenks

In Rahmen der vorliegenden Arbeit können erstmals in einem direkten Vergleich die Unterschiede der relevanten Belastungsformen bezüglich der dynamischen Kniegelenkskontrolle aufgezeigt werden. In der empirischen Untersuchung der vier Belastungsformen zeigen bilaterale Drop Jumps beim Grad der Knieauslenkungen in der Frontal- und Transversalebene die geringste Risikoexposition. Unilaterale Drop Jumps sowie Landungen zeigen aufgrund der erhöhten motorischen Anforderungen deutlichere Kniegelenksexkursionen auf und lassen damit belastbarere praxisrelevante Rückschlüsse zu. In gesteigertem Maße gilt dies für die Belastungsform der lateralen Sprungmanöver, welche die höchste motorische Anforderung im Testportfolio aufweisen und dies durch die größten Kniegelenksexkursionen, auch in deutlicher Abstufung innerhalb der Belastungsform, zum Ausdruck bringen.

Alle vier Belastungsformen zusammen lassen in ihrer Gesamtheit bestmögliche Rückschlüsse für eine Belastungssicherung oder Anzeichen einer etwaigen Verletzungsexposition zu (Abrams et al., 2014). Weiter kann durch dieses umfangreiche Portfolio die Sensitivität des Tests erhöht werden (Itoh et al., 1998). Unter testökonomischen Gesichtspunkten sowie dem hohen Umfang der beschriebenen Untersuchung nach dem empfohlenen und hier angewandten Goldstandard (Rudolph et al., 2000) wird eine mögliche Reduzierung auf relevante und aussagekräftige Testtools angestrebt. Demnach können für eine praxisbezogene Anwendbarkeit bei der Ermittlung von Risikoathleten zwei Testbedingungen hervorgehoben werden: Unilaterale Landungen und laterale Sprungmanöver. Nach Analyse der empirischen Untersuchung können diese beiden Belastungsformen gegenüber bilateralen Drop Jumps differenziertere Informationen bezüglich der Knie- und Hüftauslenkungen liefern. In diesem Kontext formuliert Oberländer et al. (2012, 2014), dass speziell unilaterale Sprungmanöver geeignet erscheinen, um anhand der Kniegelenksexkursionen potentielle Verletzungsexpositionen aufzeigen zu können. Gegenüber unilateralen Drop Jumps spricht für eine Auswahl der unilateralen Landung eine motorische Variationsauswahl, da mit dem lateralen Sprungmanöver bereits eine reaktive Anforderung gegeben wäre. Weiter ist durch die Belastungsform Landung von einer geringeren Dynamik und Gelenkbelastung als bei unilateralen Drop Jumps auszugehen und somit auch für potentielle Risikosportler als erste Versuchsbedingung im Rahmen eines Präventions-/“return-to-sports-screening“ Verfahrens verwendbar. Durch die stufenweise Belastungssteigerung (0cm - 15cm - 30cm) kann bei Auffälligkeiten

einer Instabilität auf eine weitere Progression verzichtet werden, insbesondere auch auf die zweite Belastungsform der lateralen Sprungmanöver.

Als zentrale Fragestellung kann der Zusammenhang der Hüftgelenksstellung und der dynamischen Kniestabilität bestätigt werden. Speziell der Auslenkungsgrad der Hüftinnenrotation kann als Prädiktor für eine erhöhte Risikoexposition identifiziert werden. In diesem Kontext bestätigt sich die Annahme, dass die innenrotatorische Hüftauslenkung maßgeblich die weitere axiale Orientierung der unteren Extremität und damit die Kniegelenkskontrolle primär in der Frontalebene bestimmt. Damit werden in der vorliegenden Arbeit bisherige Annahmen durch eine umfassende, multifaktorielle Untersuchung empirisch belegt:

„Hip Function´s Influence on Knee Dysfunction: A Proximal Link to a Distal Problem.“ (Reiman, Bolgla und Lorenz, 2009, S. 33).

Aus diesen Beobachtungen leiten sich folgende Empfehlungen ab:

- In weiteren Forschungsvorhaben sollte gemäß eines Ursache-Wirkungsprinzips die Hüftkinematik nicht weiter als möglicher Einflussfaktor, sondern vielmehr als gleichwertiger Indikator entsprechend der Kniekinematik für die dynamische Kniegelenkskontrolle eingestuft werden. Gleiches gilt als Praxisempfehlung für Testverfahren im Bereich „pre-injury-screening“ oder „return-to-sports screening“.
- Die Auswahl der Belastungsformen „Landung“ sowie „Lateral Jump“ argumentieren sich aus funktionellen sowie testökonomischen Gesichtspunkten als Assessment Tools sowohl für weitere Studien als auch in der Sportpraxis im Rahmen der Risiko-Screening-Verfahren. Es sollte jedoch, je nach Spezifität der motorischen Fragestellung oder auch individuellen leistungs-, verletzungs- oder anthropometrischen Voraussetzungen, eine offene Entscheidung bleiben, ob das Assessment-Inventar durch alternative Belastungsformen sinnvoll ergänzt bzw. teilweise ersetzt wird.

Medio-laterale Knieschlackerbewegung

Die hier neu beschriebene Beobachtungsweise der medio-lateralen Knieschlackerbewegung ermöglicht eine differenziertere Einschätzung der dynamischen Kniegelenkskontrolle. Gegenüber der Beurteilung potentieller Risikosportler anhand von Maximalwerten der Knieabduktion ermöglicht die medio-laterale Knieschlackerbewegung sowohl eine quantitative als auch qualitative Einordnung der Kniestabilität über die gesamte relevante Bewegungsphase. Dabei bildet die medio-laterale Schlackerbewegung die komplette dynamische Belastungsdauer ab, in der das Kniegelenk durch seine permanente Bewegung in der Frontalebene einer Instabilität ausgesetzt ist. Der Grad dieser Instabilität wird als Wert quantifiziert und kann damit die Komplexität der gesamten Stützphase wiedergeben. In der Interpretation des Wertes

sollte dennoch nicht darauf verzichtet werden, auch die Maximalwerte zu berücksichtigen. In der qualitativen Einzelbewertung, die an dieser Stelle für Vergleiche von „pre-injury-screenings“ und „return-to-sports screenings“ empfohlen werden, können entsprechende Auffälligkeiten durch „peaks“ in den Graphen der medio-lateralen Schlackerbewegung identifiziert werden¹⁰⁹ (vgl. Abbildung 47). Betreffend einer individuellen Risikoeinschätzung wird hier der qualitativ bilaterale bzw. „pre-injury vs. return-to-sport screening“ Vergleich der Graphen in Anlehnung der isokinetischen Maximalkraftmessung gemäß des LSI Verfahrens¹¹⁰ empfohlen (vgl. Abbildung 93). Die Verwendung dieses neuen Analysetools erlaubt eine objektive Gegenüberstellung der kinematischen Daten und liefert analog zu den Kraftparametern (vgl. Abbildung 93) wertvolle Informationen zur Einschätzung der Stabilität des Kniegelenks. Durch diese Entscheidungshilfe kann ein wichtiger Beitrag geleistet werden, um den richtigen Zeitpunkt zum „return-to-sport“, „return-to-play“ oder „return-to-competition“ unter dem Aspekt der Belastungssicherung bestimmen zu können. Vor allem die erhöhte Verletzungsprävalenzrate durch zu frühen Wiedereinstieg in den Trainingsbetrieb kann durch das Aufzeigen funktioneller Defizite besser kontrolliert werden (Petersen et al., 2016).

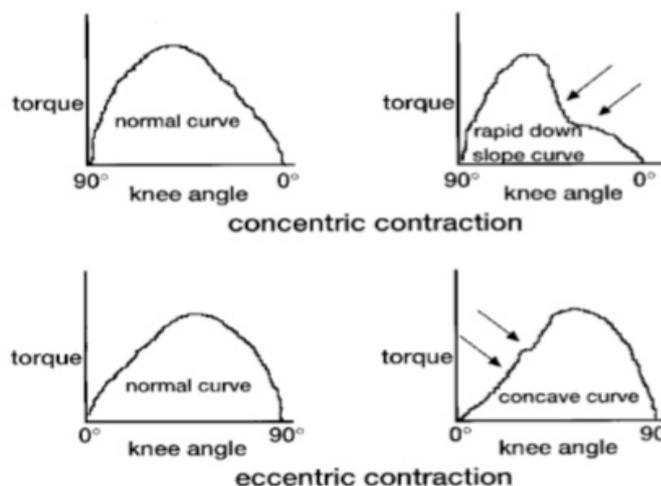


Abbildung 93: Unterschiede der Graphen in der isokinetischen Messung des M. quadriceps. „Normal curve“: unverletzt. „slope/concave curve“: VKB Ruptur (Ikeda et al., 2002, S. 375).

¹⁰⁹ Weiterhin wird als Bestandteil des Analyse-Inventars zur ganzheitlichen Beurteilung der Gelenkstabilität empfohlen, die maximale Knieabduktion beizubehalten.

¹¹⁰ Lower Limb Symmetry Index LSI): Die prozentuale Abweichung im bilateralen Vergleich bzw. verletzt vs. unverletzt wird bis zu 15% toleriert. Höhere Abweichungen weisen auf funktionelle Einschränkungen bzw. Instabilität des Gelenks hin (Petersen et al., 2016; Keller & Schmidlein, 2014).

Neuromuskuläre und kinetische Einflüsse

Die Bedeutung der Hüftauslenkung, insbesondere der Hüftinnenrotation wird in der vorliegenden Forschungsarbeit sowohl in der empirischen Untersuchung als auch durch den forschungswissenschaftlichen Status Quo dargelegt. Es kann gezeigt werden, dass sich die Antriebe auf (neuro-) muskulärer Ebene für die Hüftauslenkung und damit die Positionierung des Kniegelenks verantwortlich zeigen. Speziell durch ein gezieltes Training auf neuromuskulärer- sowie Maximalkraftebene kann die dynamische Kniestabilität erhöht werden (Achenbach et al., 2018). Dabei sollte der Fokus auf der Aktivierung und Kräftigung der Hüftaußenrotatoren und -abduktoren liegen, die im Falle einer Abschwächung biomechanische Risikofaktoren, wie den dynamischen Knievalgus, begünstigen. Eine verbesserte Kraftleistung sowie neuromuskuläres Aktivierungsverhalten dieser Muskelgruppen können protektiv wirksam sein und die Parameter eines potentiellen Verletzungsrisikos senken (Khayambashi et al., 2016; Omi et al., 2018). Aus den vorliegenden Erkenntnissen wird für zukünftige Screening Verfahren empfohlen, neben der bewährten Methode der H/Q ratio (vgl. Kap. 5.2.2) als gleichwertigen, weiteren Indikator zur Beurteilung der (neuro-) muskulären Balance die ratio der Hüftabduktoren/-außenrotatoren vs. Hüftadduktoren als Analysetool zu integrieren. Bisher deckte die H/Q ratio mit Fokus auf die knieumschließende Muskulatur die Betrachtung in der Sagittalebene ab. Durch Einbeziehung der Hüftabduktion/-außenrotation vs. Hüftadduktion/-innenrotation ratio werden zusätzlich für die Kniestabilität relevante Muskelgruppen in der Frontal- sowie Transversalebene berücksichtigt. Im Sinne eines multifaktoriellen Ansatzes können durch diese Parameter gemäß eines dreidimensionalen Bewegungssystems alle an der dynamischen Kniegelenkskontrolle beteiligten muskulären Strukturen in die Risikobewertung einbezogen werden.

Weiter ist für folgende Forschungsansätze in der kinetischen Analyse zu berücksichtigen, dass die hüftbezogene Impulsänderung in der vorliegenden Arbeit nicht als Prädiktor für potentielle kinetische Effekte der Hüftantriebe identifiziert werden konnte (vgl. Kap. 5.1.2). Zielführendere Ergebnisse zeigen die Beobachtungen von Pauls, Fröhlich & Güllich (2019), wonach die Hüftabduktionskraft einen Erklärungsbeitrag im Sinne der Hüftkinetik leisten kann. Es wird daher empfohlen, die in dieser Studie verwendete methodische Vorgehensweise in zukünftige Forschungsprojekte zu integrieren und durch Erkenntnisse der vorliegenden Arbeit zu erweitern:

- Vergleich zweier Untersuchungsgruppen: Die Einteilung erfolgt mittels „Median-split“: „schwache Hüftabduktionskraft“ vs. „starke Hüftabduktionskraft“. Zusätzlich sollte nach den Erkenntnissen der vorliegenden Arbeit eine weitere Gruppeneinteilung in „schwache Hüftaußenrotationskraft“ vs. „starke Hüftaußenrotationskraft“ vorgenommen werden. Es erfolgt die Überprüfung des Zusammenhangs zwischen dem Knieabduktionswinkel und –Moment und ob diesbezüglich ein Gruppenunterschied vorliegt. Ergänzend dazu, ebenfalls den Erkenntnissen der vorliegenden Arbeit geschuldet, sollten als weitere Variablen der Knie rotationswinkel und -Moment berücksichtigt werden.

Für weitere Forschungsarbeiten sei neben der aufgezeigten Relevanz der hüftumgebenden Muskulatur auf einen möglichen Einfluss der Rumpfmuskulatur hingewiesen. Aus Sicht der funktionellen Anatomie steht die Rumpfmuskulatur in einem engen Zusammenhang zu den hüftumgebenden Strukturen und kann durch ihre Wirkungsweise die Positionierung des Hüftgelenks beeinflussen. Hinweise zu Zusammenhängen zwischen der dynamischen Kniegelenkskontrolle und Ausprägungen der Rumpfmuskulatur liefern Ergebnisse von Pauls, Fröhlich & Güllich (2019) sowie Pauls, Zangerl, Fröhlich & Güllich (2017), die vorrangig für laterale Sprungmanöver eine Relevanz der Rumpf- bzw. Hüftmuskulatur vermuten lassen. Ob und in welchem Ausmaß die Rumpfmuskulatur die Hüftkinematik in bestimmten Belastungsformen beeinflussen kann und damit auf die Kniegelenkskontrolle wirkt, sollte Bestandteil weiterer Forschung im Sinne eines ganzheitlichen Ansatzes sein. Die Forschungsarbeiten von Pauls et al. zu dieser Thematik sind (Juli 2019) noch im Prozess.

Trainingsinterventionen

In der vorliegenden Längsschnittstudie lassen die Ergebnisse vermuten, dass das in der vorliegenden Studie angewandte 6-wöchige koordinative Sprungtraining die Risikofaktoren eines dynamischen Knievalgus durch geringere Ausprägungen der Knie- und Hüftgelenksexkursionen besser kontrollieren kann als ein apparatives Krafttraining. Gleiches gilt für die (neuro-) muskulären Steuerungsprozesse, welche durch ihre Wirkungsweise auf die axiale Orientierung der unteren Extremität die dynamische Kniestabilität erhöhen können (Achenbach et al., 2018). Ziel der Untersuchung war es, zwei zentrale Bestandteile (koordinatives Sprung- und apparatives Krafttraining) der etablierten Präventionsprogramme hinsichtlich ihrer protektiven Wirksamkeit miteinander zu vergleichen. Die vorliegenden Ergebnisse deuten darauf hin, dass Programme mit hohem Anteil an plyometrischen und koordinativen Sprungelementen eine große Effizienz hinsichtlich einer Erhöhung der Kniestabilität aufweisen (Padua et al., 2018; Petushek et al., 2019).

Allerdings wurde bereits in der Gesamtbetrachtung der Trainingseffekte (vgl. Kap. 5.2.3) darauf hingewiesen, dass zwar im rein deskriptiven Vergleich diese Beobachtungen zutreffen, jedoch keine eindeutige Präferenz eines koordinativen Sprungtrainings begründet werden kann. Vielmehr soll für weitere Forschungsvorhaben eine Akzentuierung der Hüftabduktoren/-außenrotatoren im apparativen Krafttraining empfohlen werden. Um die Wirksamkeit oder möglichen Vorteile eines Krafttrainings in Form eines koordinativen Sprungtrainings gegenüber eines apparativen Krafttrainings weiter zu überprüfen, wäre eine Modifizierung des apparativen Krafttrainings empfehlenswert. Eine Mehrgewichtung in der Trainingssteuerung des apparativen Krafttrainings zu Gunsten der Hüftabduktoren/-außenrotatoren gegenüber der Hüftadduktoren/-innenrotatoren könnte weiteren Erkenntnisse über die Auswirkungen der beiden Krafttrainingsformen liefern. Entsprechend könnte diese Modifizierung des apparativen Krafttrainings als weitere Interventionsgruppe neben einem

multimodularem Trainingsprogramm sowie dem koordinativen Sprungtraining in einem Untersuchungsdesign zusammengefasst werden.

Im Sinne einer ökonomischen Trainingsgestaltung sowie praxisnahen Integration von Präventionsprogrammen scheint es empfehlenswert, den Fokus auf die effektivsten Maßnahmen zu richten und somit bei multimodal ausgerichteten Trainingsprogrammen die Sprungelemente beizubehalten und weiter zu optimieren. Außerdem sollte eine modifizierte¹¹¹ Form des apparativen Krafttrainings überprüft und gegebenenfalls mit dem koordinativen Sprungtraining kombiniert werden. Um die optimale Komposition und Dosierung der Trainingselemente eines Präventionsprogramms zu identifizieren werden folgende Untersuchungsdesigns/Fragestellungen für weiteren Forschungsvorhaben empfohlen:

- Zwei Interventionsgruppen: Plyometrisch/koordinatives Sprungtraining vs. multimodulares Präventionsprogramm.¹¹² In diesem Vergleich wäre von Interesse, ob und in welchem Ausmaß das multimodulare Programm stärkere Effekte bezüglich der dynamischen Kniestabilität gegenüber des losgelösten Sprungtrainings erzielt. Weiter stellt sich dann, je nach Ausprägung des potentiellen Unterschieds, die Frage nach der Verhältnismäßigkeit des Trainingsaufwands. Die gleiche Fragestellung lässt sich durch eine dritte Interventionsgruppe erweitern, wobei hier dann eine Differenzierung der multimodularen Interventionsgruppe aufschlussreiche Informationen für die Trainingspraxis geben könnte: Die eine multimodulare Interventionsgruppe wird stark an Sprungelementen orientiert, die andere fokussiert die apparativen Kraffelemente des Programms. Jede der vorgeschlagenen Studienkonstellationen kann zur Weiterentwicklung und Optimierung der qualitativen Inhalte sowie ökonomischen, praxisbezogenen Umsetzbarkeit von protektiv wirksamen Maßnahmen beitragen.¹¹³
- In der Sportpraxis kann bezüglich der Wirkungsweise von Präventionsprogrammen eine Transferproblematik von kontrollierten Trainingssituationen zu komplexen, schwer antizipierbaren Wettkampfsituationen unter Druckbedingungen ausgemacht werden. Gokeler et al. (2018) empfiehlt zielorientierte, externe Bewegungsanweisungen statt einer Fokussierung des Sportlers auf die eigenen motorischen Bewegungsabläufe als methodische Vorgehensweise

111 Fokussierung/Mehrgewichtung auf das Training der Hüftabduktoren/-außenrotatoren.

112 Inhalte: Kraft-, Sprung-, Agilitäts-, Balance- und Beweglichkeitstrainingselemente (Webster & Hewett, 2018).

113 Mögliches Design:

Gruppe 1: Pre-Test > koord. Sprungtraining > Post-Test > Retentionstest > app. Krafttraining > Post-Test > Retentionstest.

Gruppe 2: Pre-Test > app. Krafttraining > Post-Test > Retentionstest > koord. Sprungtraining > Post-Test > Retentionstest.

Gruppe 3: Pre-Test > kombiniertes koord. Sprung- und app.Krafttraining > Post-Test > Retentionstest > nochmal: kombiniertes koord. Sprung- und app.Krafttraining > Post-Test > Retentionstest.

Gruppe 4: Kontrollgruppe.

anzuwenden. In Verbindung mit visuellen Feedbackmaßnahmen können risikorelevante Bewegungsabläufe hinsichtlich der Bewegungsqualität verbessert und damit eine mögliche Verletzungsexposition verringert werden. Ein Vergleich der beiden Herangehensweisen anhand von Sprungtrainingselemente kann dazu beitragen, über einen methodisch-didaktischen Ansatz die Qualität eines Präventionstrainings weiter zu erhöhen.

Literatur

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 231-237.
- Abrams, G. D., Harris, J. D., Gupta, A. K., McCormick, F. M., Bush-Joseph, C. A., Verma, N. N., ... & Bach Jr, B. R. (2014). Functional performance testing after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(1), 2325967113518305. doi.org/10.1177%2F2325967113518305
- Achenbach, L., Krutsch, V., Weber, J., Nerlich, M., Luig, P., Loose, O., ... & Krutsch, W. (2018). Neuromuscular exercises prevent severe knee injury in adolescent team handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(7), 1901-1908.
- Ackland, T., Lloyd, D., Besier, T., & Cochrane, J. (2000). Soft tissue loads at the human knee during running and cutting manoeuvres. *In ISBS-Conference Proceedings Archive (Vol. 1, No. 1)*.
- Al Attar, W. S. A., Soomro, N., Sinclair, P. J., Pappas, E., & Sanders, R. H. (2017). Effect of injury prevention programs that include the Nordic hamstring exercise on hamstring injury rates in soccer players: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 47(5), 907-916.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705-729. doi:10.1007/s00167-009-0813-1.
- Alentorn-Geli, E., Mendiguchía, J., Samuelsson, K., Musahl, V., Karlsson, J., Cugat, R., & Myer, G. D. (2014). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports—Part I: Systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(1), 3-15.
- Ambegaonkar, J. P., Mettinger, L. M., Caswell, S. V., Burt, A., & Cortes, N. (2014). Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(5), 604.
- Appell, H.-J., & Stang-Voss, C. (2008). *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung*. Berlin, Heidelberg: Springer.

- Ardern, C. L. (2015). Anterior cruciate ligament reconstruction—not exactly a one-way ticket back to the preinjury level: a review of contextual factors affecting return to sport after surgery. *Sports Health*, 7(3), 224-230.
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2012). Return-to-sport outcomes at 2 to 7 years after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(1), 41-48.
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2014). Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *British Journal of Sports Medicine*, 48(21), 1543-1552.
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(6), 694-701.
- Ashton-Miller, J. A., Ottaviani, R. A., Hutchinson, C., & Wojtys, E. M. (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 800-809.
- Aune, A. K., Ekeland, A., & Nordsletten, L. (1995). Effect of quadriceps or hamstring contraction on the anterior shear force to anterior cruciate ligament failure: An in vivo study in the rat. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 66(3), 261-265.
- Aus der Fünften, K., Faude, O., Hecksteden, A., Sucht, U., Hornberger, W., & Meyer, T. (2013). Anatomie und Physiologie von Körper und Bewegung. In A. Güllich & M. Krüger, Sport – das Lehrbuch für das Sportstudium (S.111-115). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Avela, J., Komi, P., & Santos, P. (1996). Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72(5-6), 553-562.
- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324-329. doi:10.1136/bjism.2005.018341.
- Bangert, Y. (2010). Beeinträchtigung der posturalen Stabilität im Einbeinstand durch eine Laufbandbelastung an der anaeroben Schwelle—eine kontrollierte Studie mit Handballerinnen der 1. Bundesliga. (Dissertation, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg).

- Barrack, R. L., Skinner, H. B., & Buckley, S. L. (1989). Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(1), 1-6.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R., & D'ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(2), 113-122.
- Basmajian, J. V., & DeLuca, C. J. (1985). *Apparatus, detection, and recording techniques*. In *Muscles alive, their functions revealed by electromyography*, 19-64. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Baumgart, C., Schubert, M., Hoppe, M. W., Gokeler, A., & Freiwald, J. (2017). Do ground reaction forces during unilateral and bilateral movements exhibit compensation strategies following ACL reconstruction?. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(5), 1385-1394.
- Beard, D. J., Kyberd, P. J., Dodd, C. A., Simpson, A. H., & O'Connor, J. J. (1994). Proprioception in the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 76(6), 992-993.
- Beard, D. J., Kyberd, P. J., O'Connor, J. J., Fergusson, C. M., & Dodd, C. A. (1994). Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. *Journal of Orthopaedic Research*, 12(2), 219-228.
- Bell, D. R., Blackburn, J. T., Hackney, A. C., Marshall, S. W., Beutler, A. I., & Padua, D. A. (2014). Jump-landing biomechanics and knee-laxity change across the menstrual cycle in women with anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 49(2), 154-162. doi:10.4085/1062-6050-49.2.01.
- Bencke, J., Curtis, D., Krogshede, C., Jensen, L. K., Bandholm, T., & Zebis, M. K. (2013). Biomechanical evaluation of the side-cutting manoeuvre associated with ACL injury in young female handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21(8), 1876-1881. doi:10.1007/s00167-012-2199-8.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(1), 119-127. doi:10.1249/01.MSS.0000043608.79537.AB
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., & Cochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(7), 1176-1181.

- Beynnon, B., Howe, J., Pope, M. H., Johnson, R. J., & Fleming, B. (1992). The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *International Orthopaedics*, 16(1), 1-12.
- Beynnon, B. D., & Shultz, S. J. (2008). Anatomic Alignment, Menstrual Cycle Phase, and The Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 43(5), 541-542.
- Biau, D. J., Tournoux, C., Katsahian, S., Schranz, P., & Nizard, R. (2007). ACL reconstruction: a meta-analysis of functional scores. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 458, 180-187.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Bogdanis, G. C., & Kalapotharakos, V. I. (2016). Knee extension strength and hamstrings-to-quadriceps imbalances in elite soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 37(02), 119-124.
- Boling, M. C., Bolgla, L. A., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Hosey, R. G. (2006). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1428-1435.
- Bommas-Ebert, U., Teubner, P., & Voß, R. (2011). *Kurzlehrbuch Anatomie: und Embryologie*. Stuttgart: Thieme.
- Bortz, J., & Döring, N. (2007). *Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler: Limitierte Sonderausgabe*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Brouwer, G. M., Tol, A. V., Bergink, A. P., Belo, J. N., Bernsen, R. M. D., Reijman, M., & Bierma-Zeinstra, S. M. A. (2007). Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatism*, 56(4), 1204-1211.
- Brüggemann, G. P. (2005). *Grundlagen der Biomechanik des muskulo-skelettalen Systems: Material zur Vorlesung*. Köln: Sport und Buch Strauss.
- Burstein, A. H., & Wright, T. M. (1997). *Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie*. Stuttgart: Thieme.
- Cashman, G. E. (2012). The effect of weak hip abductors or external rotators on knee valgus kinematics in healthy subjects: a systematic review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(3), 273-284.

- Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V., & Pincivero, D. M. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 41-50.
- Cochrane, J. L., Lloyd, D. G., Besier, T. F., Elliott, B. C., Doyle, T. L., & Ackland, T. R. (2010). Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(8), 1535-1544.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd Edition. Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112(1), 155.
- Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M., & Garrett, W. (2000). Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers implications for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(2), 234-240.
- Csintalan, R. P., Inacio, M. C., & Funahashi, T. T. (2008). Incidence rate of anterior cruciate ligament reconstructions. *The Permanente Journal*, 12(3), 17.
- Cumps, E., Verhagen, E., Annemans, L., & Meeusen, R. (2008). Injury rate and socioeconomic costs resulting from sports injuries in Flanders: data derived from sports insurance statistics 2003. *British Journal of Sports Medicine*, 42(9), 767-772. doi:10.1136/bjism.2007.037937
- Daniels, L., Hislop, H. J., Montgomery, J., & Worthingham, C. (2007). *Daniels and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination*. Philadelphia: Saunders.
- Daniel, D. M., Stone, M. L., Dobson, B. E., Fithian, D. C., Rossman, D. J., & Kaufman, K. R. (1994). Fate of the ACL-injured patient: a prospective outcome study. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(5), 632-644.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662-669.
- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(2), 477-483.

- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J., & Russo, K. A. (2007). The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(10), 1765-1773.
- Diekmann, A. (2007). *Empirische Sozialforschung: Grundlagen, Methoden, Anwendungen*. 18. Auflage. Reinbek: Rowohlt.
- DiStefano, L. J., Padua, D. A., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2009). Influence of age, sex, technique, and exercise program on movement patterns after an anterior cruciate ligament injury prevention program in youth soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(3), 495-505.
- Duda, G. N., Heller, M. O., Pfitzner, T., Taylor, W. R., König, C., & Bergmann, G. (2011). Biomechanik des Kniegelenks. In *AE-Manual der Endoprothetik* (19-31). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Ebel, G., & Stark, A. (2016). *Biomechanische Betrachtung der Kniegelenksstabilität bei Plant and Cut Bewegungen mit Handballspielern*. (Masterarbeit im Fach Sport, Technische Universität Kaiserslautern).
- Ekstrand, J., Timpka, T., & Hägglund, M. (2006). Risk of injury in elite football played on artificial turf versus natural grass: a prospective two-cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 40(12), 975-980.
- Faller, A., & Schünke, M. (2012). *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion*. Stuttgart: Thieme.
- Faude, O., Meyer, T., Federspiel, B., & Kindermann, W. (2009). Verletzungen im deutschen Profifussball - eine Analyse auf Basis von Medieninformationen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 60(6), 139.
- Faude, O., Schlumberger, A., Fritsche, A., Treff, G. & Meyer, T. (2010). Leistungsdiagnostische Testverfahren im Fußball - methodische Standards. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61 (6), 129–133.
- Faunø, P., & Jakobsen, B. W. (2006). Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 27(01), 75-79.
- Fleischmann, J., Gehring, D., Mornieux, G., & Gollhofer, A. (2010). Load-dependent movement regulation of lateral stretch shortening cycle jumps. *European Journal of applied physiology*, 110(1), 177-187.

- Fleischmann, J., Gehring, D., Mornieux, G., & Gollhofer, A. (2011). Task-specific initial impact phase adjustments in lateral jumps and lateral landings. *European Journal of Applied Physiology*, 111(9), 2327-2337.
- Fleischmann, J. (2011). *Biomechanische Bewegungskontrolle lateraler Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus Sprünge*. (Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau.)
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E., & Hewett, T. E. (2005). Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(1), 124-129.
- Freiwald, J., Baumgart, C., & Konrad, P. (2007). *Einführung in die Elektromyographie: Sport-Prävention-Rehabilitation*. Balingen: Spitta
- Freiwald, J., Greiwing, A. (2016). *Optimales Krafttraining: Sport – Rehabilitation – Prävention*. Balingen: Spitta.
- Friederich, N. F., & O'Brien, W. R. (1990). Zur funktionellen Anatomie der Kreuzbänder. In R. P. Jakob & H. U. Stäubli (Eds.), *Kniegelenk und Kreuzbänder: Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation* (80-95). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Fröhlich, M., & Pieter, A. (2009). Cohen's Effektstärken als Mass der Bewertung von praktischer Relevanz–Implikationen für die Praxis. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 57(4), 139-142.
- Fulkerson, J. P., & Hungerford, D. S. (1990). Patellar tilt/compression and the excessive lateral pressure syndrome (ELPS). In *Disorders of the patellofemoral joint. 2nd ed. Baltimore, MD: Williams and Wilkins, 1990*, 102-123.
- Fuller, C. W., Dick, R. W., Corlette, J., & Schmalz, R. (2007a). Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 1: match injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41(1), 20-26.

- Fuller, C. W., Dick, R. W., Corlette, J., & Schmalz, R. (2007b). Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 2: training injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41(1), 27-32.
- Gabriel, H., Puta, C., Arampatzis, A., & Granacher, U. (2016). Fazit und Ausblick der KINGS-Studie. *Leistungssport*, 46, 37-39.
- Gehring, D. (2009). *Kniegelenkskontrolle bei dynamischen Bewegungen—Einfluss von Geschlecht, Ermüdung und Equipment*. (Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau).
- Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 82-87.
- Geiger, L. (1991). *Überlastungsschäden im Sport*. Braunschweig: Vieweg.
- Gilchrist, J., Mandelbaum, B. R., Melancon, H., Ryan, G. W., Silvers, H. J., Griffin, L. Y., Wantanabe, D.S., Dick, R.W., & Dvorak, J. (2008). A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1476-1483.
- Göhner, U. (2002). *Bewegungslehre und Biomechanik des Sports: Fundamentum mit Hoch-und Weitsprung*. Tübingen: Göhner, U. (Eigenverlag).
- Gokeler, A., Seil, R., Kerkhoffs, G., & Verhagen, E. (2018). A novel approach to enhance ACL injury prevention programs. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 5(1), 22.
- Gokeler, A., Zantop, T., & Jöllenbeck, T. (2010). Vorderes Kreuzband. *Epidemiologie, GOTS-Expertenmeeting Vorderes Kreuzband*, 3-14.
- Gollhofer, A., Granacher, U., Taube, W., Melnyk, M., & Gruber, M. (2006). Bewegungskontrolle und Verletzungsprophylaxe. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 57(11/12), 266-270.
- Griffin, L. Y. (2001). Noncontact ACL injuries: Is prevention possible?; Hormonal and neuromuscular factors may explain prevalence in women. *The Journal of Musculoskeletal Medicine*, 18(11), 507-514.

- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., . . . Ireland, M. L. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150.
- Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., DeMaio, M., ... & Hewett, T. E. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(9), 1512-1532.
- Good, E. S., Suntay, W. J., Noyes, F. R., & Butler, D. (1984). Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 66(5), 725-734.
- Gruber, M. (2001). *Die neuromuskuläre Kontrolle des Kniegelenks vor und nach einem spezifischen sensomotorischen Training beim unverletzten Sportler*. (Dissertation, Universität Stuttgart).
- Gruber, M., Bruhn, S., & Gollhofer, A. (2006). Specific adaptations of neuromuscular control and knee joint stiffness following sensomotoric training. *International Journal of Sports Medicine*, 27(08), 636-641.
- Gruber, M., Taube, W., & Gollhofer, A. (2009). Einführung in die Oberflächenelektromyographie. In: Gollhofer et al.. *Handbuch Sportbiomechanik*, 120-147. Schorndorf: Hofmann.
- Grupe, O. (1969). *Grundlagen der Sportpädagogik. Anthropologische und didaktische Untersuchungen*. München: Barth.
- Güllich, A. (2012). *Kraft & Krafttraining*. Zugriff am 25.03.2019 unter: [http://www.sportbund-pfalz.de/vortraege-zum-download.html?file=tl_files /Ab lage/SBP/Downloads/Sportmedizin_Sportwissenschaft/120926_Kraft_und_Kr -afttraining_Guellich_TU_Kaiserslautern.pdf](http://www.sportbund-pfalz.de/vortraege-zum-download.html?file=tl_files/Ab%20lage/SBP/Downloads/Sportmedizin_Sportwissenschaft/120926_Kraft_und_Krafttraining_Guellich_TU_Kaiserslautern.pdf)
- Güllich, A., & Krüger, M. (2013). *Sport: das Lehrbuch für das Sportstudium*: Berlin, Heidelberg: Springer.
- Güllich, A., & Schmidtbleicher, D. (1999). Struktur der Kraftfähigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50(7/8), 223-234.
- Hama, H., Yamamuro, T., & Takeda, T. (1976). Experimental studies on connective tissue of the capsular ligament: influences of aging and sex hormones. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 47(5), 473-479.

- Hanson, A. M., Padua, D. A., Troy Blackburn, J., Prentice, W. E., & Hirth, C. J. (2008). Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *Journal of Athletic Training, 43*(2), 133-143.
- Hart, J. M., Craig Garrison, J., Casey Kerrigan, D., Palmieri-Smith, R., & Ingersoll, C. D. (2007). Gender differences in gluteus medius muscle activity exist in soccer players performing a forward jump. *Research in Sports Medicine, 15*(2), 147-155.
- Haus, K.-M. (2010). Motorische Systeme. In *Neurophysiologische Behandlung bei Erwachsenen*, 27-52. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Heitz, N. A., Eisenman, P. A., Beck, C. L., & Walker, J. A. (1999). Hormonal changes throughout the menstrual cycle and increased anterior cruciate ligament laxity in females. *Journal of Athletic Training, 34*(2), 144.
- Henke, T., Gläser, H., & Heck, H. (2000). Sportverletzungen in Deutschland-Basisdaten, Epidemiologie, Prävention, Risikosportarten, Ausblick. In *Alt, W., Schaff, P., & Schumann, H (Hrsg.), „Neue Wege zur Unfallverhütung im Sport-Beiträge zum Dreiländerkongress. Mit Sicherheit mehr Spaß-Neue Wege zur Unfallverhütung“*, 303-308.
- Henke, T., Luig, P., & Schulz, D. (2014). Sportunfälle im Vereinssport in Deutschland. *Bundesgesundheitsblatt-Gesundheitsforschung-Gesundheitsschutz, 57*(6), 628-637.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10*(5), 361-374.
- Hewett, T. E., Ford, K. R., Hoogenboom, B. J., & Myer, G. D. (2010). Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. *North American Journal of Sports Physical Therapy, 5*(4), 234-251.
- Hewett, T. E., & Johnson, D. L. (2010). ACL prevention programs: fact or fiction? *Orthopedics, 33*(1).
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt Jr, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, J., Paterno, M.V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine, 33*(4), 492-501.

- Hewett, T. E., Ford, K. R., & Myer, G. D. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 490-498.
- Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 699-706.
- Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A., & Noyes, F. R. (1996). Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 765-773.
- Hirokawa, S., Solomonow, M., Luo, Z., Lu, Y., & D'ambrosia, R. (1991). Muscular co-contraction and control of knee stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(3), 199-208.
- Hollman, J. H., Ginos, B. E., Kozuchowski, J., Vaughn, A. S., Krause, D. A., & Youdas, J. W. (2009). Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(1), 104-117.
- Hollmann, W., & Hettinger, T. H. (2000). *Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin (4., völlig neu bearbeitete Auflage)*. Stuttgart: Schattauer.
- Hottenrott, K., & Hoos, O. (2013). Sportmotorische Fähigkeiten und sportliche Leistungen - Trainingswissenschaft. Leistungsstruktur. In A. Güllich & M. Krüger, Sport – das Lehrbuch für das Sportstudium (S.450). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Hottenrott, K., & Hoos, O. (2013). Sportmotorische Fähigkeiten und sportliche Leistungen - Trainingswissenschaft. Kraft und Krafttraining. In A. Güllich & M. Krüger, Sport – das Lehrbuch für das Sportstudium (S.468). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Houck, J. R., Duncan, A., & Kenneth, E. (2006). Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait & Posture*, 24(3), 314-322.
- Houck, J. R., De Haven, K. E., & Maloney, M. (2007). Influence of anticipation on movement patterns in subjects with ACL deficiency classified as noncopers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(2), 56-64.

- Ikedo, H., Kurosawa, H., & Kim, S. G. (2002). Quadriceps torque curve pattern in patients with anterior cruciate ligament injury. *International Orthopaedics*, 26(6), 374-376.
- Imwalle, L. E., Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2009). Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: a possible link to noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *Journal of Strength and Conditioning Research/National Strength & Conditioning Association*, 23(8), 2223.
- Itoh, H., Kurosaka, M., Yoshiya, S., Ichihashi, N., & Mizuno, K. (1998). Evaluation of functional deficits determined by four different hop tests in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surgery, Sports traumatology, Arthroscopy*, 6(4), 241-245.
- Jacobs, C. A., Uhl, T. L., Mattacola, C. G., Shapiro, R., & Rayens, W. S. (2007). Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 76.
- Jöllennebeck, T., Freiwald, J., Dann, K., Gokeler, A., Zantop, T., Seil, R., & Miltner, O. (2010). Prävention von Kreuzbandverletzungen. *GOTS-Expertenmeeting: Vorderes Kreuzband*, 2, 15-27.
- Jöllennebeck, T., Freiwald, J., Dann, K., Gokeler, A., Zantop, T., Seil, R., & Miltner, O. (2013). Prävention von Verletzungen-Review zu Strategien und Evidenz. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 29(1), 13-21. doi:10.1016 /j.orthtr.2013.02.042
- Jöllennebeck, T., Neuhaus, D., Grebe, B., & Röckel, M. (2010). Verletzungen des vorderen Kreuzbandes-Risikobewertung am Beispiel zweier U17-Mannschaften. *Aus-und Fortbildungskonzepte im Fußball-Beiträge und Analysen zum Fußballsport XVII. Schriften der dvs*, 206, 223-230.
- Jöllennebeck, T., Schönle, C., Beck, K., Neuhaus, D., Pietschmann, J., & Wawer, C. (2012). *Dynamischer Knievalgus-Haupttrisikofaktor für Verletzungen des vorderen Kreuzbandes?*, 125-130. Hamburg: Feldhaus, Edition Czwalina.
- Kagaya, Y., Fujii, Y., & Nishizono, H. (2015). Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. *Journal of Sport and Health Science*, 4(2), 182-187. doi:10.1016/j.jshs.2013.08.002

- Kapandji, I. (1992). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Band 2 Untere Extremität*. Stuttgart: Enke.
- Kapandji, I. (2009). *Funktionelle Anatomie der Gelenke (Einbändige Ausgabe: Obere Extremität, Untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule)*. Stuttgart-New York: Thieme.
- Karlsson, J. (2010). ACL injuries: unanswered questions—are there any solutions? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(3), 275-276. doi:10.1007/s00167-010-1044-1
- Keller, M., & Schmidlein, O. (2014). Asymmetrien beim Front Hop Test—und jetzt? Korrigierende Strategien zur Verbesserung des Front Hop. *Zeitschrift für Physiotherapeuten*, 66, 38-41.
- Khayambashi, K., Ghoddosi, N., Straub, R. K., & Powers, C. M. (2016). Hip muscle strength predicts noncontact anterior cruciate ligament injury in male and female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 355-361.
- Kiani, A., Hellquist, E., Ahlqvist, K., Gedeberg, R., & Byberg, L. (2010). Prevention of soccer-related knee injuries in teenaged girls. *Archives of Internal Medicine*, 170(1), 43-49.
- Kim, J. H., Lee, K.-K., Kong, S. J., An, K. O., Jeong, J. H., & Lee, Y. S. (2014). Effect of anticipation on lower extremity biomechanics during side-and cross-cutting maneuvers in young soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(8), 1985-1992.
- Kirsch, J., Siegmund, G., May, C. A., Winkelmann, A., Schwab, W., Funk, R., & Lorke, D. (2011). *Taschenlehrbuch Anatomie*. Stuttgart: Thieme.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218-2225. doi:10.1177/0363546510373570
- Konrad, P. (2005). *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Noraxon INC., USA.

- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., . . . Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, *35*(3), 359-367.
- Krosshaug, T., Slauterbeck, J. R., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2007). Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *17*(5), 508-519. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00558.x
- Kuchling, H. (2004). *Taschenbuch der Physik*. Leipzig: Carl Hanser.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., & Bergmann, G. (2010). Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics*, *43*(11), 2164-2173.
- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Rohlmann, A., Halder, A. M., Beier, A., & Bergmann, G. (2012). Loading of the knee joint during ergometer cycling: telemetric in vivo data. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *42*(12), 1032-1038.
- Kutzner, I. (2012). *Die Belastung des Kniegelenks: in-vivo Messungen mit instrumentierten Knieendoprothesen*. (Disseration, Medizinischen Fakultät Charité-Universitätsmedizin Berlin).
- Kuijt, M.-T. K., Inklaar, H., Gouttebauge, V., & Frings-Dresen, M. H. (2012). Knee and ankle osteoarthritis in former elite soccer players: a systematic review of the recent literature. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *15*(6), 480-487.
- Lam, M. H., Fong, D. T., Yung, P., Ho, E. P., Chan, W. Y., & Chan, K. M. (2009). Knee stability assessment on anterior cruciate ligament injury: Clinical and biomechanical approaches. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, *1*(1), 20. doi:10.1186/1758-2555-1-20
- Lambson, R. B., Barnhill, B. S., & Higgins, R. W. (1996). Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries: a three-year prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, *24*(2), 155-159.
- Leardini, A., Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C., & Benedetti, M. G. (2011). Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, *26*(6), 562-571.

- Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Inghosso, S., Natio, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 26(4), 560-571.
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934. doi:10.1249/01.mss.0000128145.75199.c3
- Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B., & Fu, F. H. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 401, 162-169.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., & Woo, S. Y. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 395-400.
- Lloyd, D. G., Buchanan, T. S., & Besier, T. F. (2005). Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11), 1939-1947.
- Loes, M. D., Dahlstedt, L. J., & Thomee, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90-97.
- Logan, M., Dunstan, E., Robinson, J., Williams, A., Gedroyc, W., & Freeman, M. (2004). Tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient weightbearing, living knee employing vertical access open "interventional" multiple resonance imaging. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(3), 720-726.
- Lohmander, L., Östenberg, A., Englund, M., & Roos, H. (2004). High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis & Rheumatology*, 50(10), 3145-3152.
- Ludvig, D., Cathers, I., & Kearney, R. E. (2007). Voluntary modulation of human stretch reflexes. *Experimental Brain Research*, 183(2), 201-213.
- Luig, P., Bloch, H., Burkhard, K., Klein, C. & Kühn, N. (2018). *VBG – Sportreport 2018 – Analyse des Unfallgeschehens in den zwei höchsten Ligen der Männer: Basketball, Eishockey, Fußball und Handball*. Hamburg: VBG.

- Luig, P., & Henke, T. (2011). Acute Injuries in Handball. EHF (European Handball Federation) Scientific Conference 2011 Science and Analytical Expertise in Handball (Scientific and practical approaches) Austria. *EHF*, 78-83.
- Luig, P., Krutsch, W., Nerlich, M., Henke, T., Klein, C., Bloch, H., Platen, P., & Achenbach, L. (2018). Increased injury rates after the restructure of Germany's national second league of team handball. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(7), 1884-1891.
- Luig, P., Manchado-Lopez, C., Pers, J., Perse, M., Kristan, M., Schander, I., & Platen, P. (2008). Motion characteristics according to playing position in international men's team handball. In *13th Annual Congress of the European College of Sports Science*, 255.
- Lumley, T., Diehr, P., Emerson, S., & Chen, L. (2002). The importance of the normality assumption in large public health data sets. *Annual Review of Public Health*, 23(1), 151-169.
- Magnussen, R. A., Granan, L.-P., Dunn, W. R., Amendola, A., Andrish, J. T., Brophy, Carey, J.L., Flanigan, D., Huston, L.J., R., Jones, . . . & Engebretsen, L. (2010). Cross-cultural comparison of patients undergoing ACL reconstruction in the United States and Norway. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(1), 98. doi:10.1007/s00167-009-0919-5
- Majewski, M., Susanne, H., & Klaus, S. (2006). Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee*, 13(3), 184-188.
- Malliaropoulos, N., Mendiguchia, J., Pehlivanidis, H., Papadopoulou, S., Valle, X., Malliaras, P., & Maffulli, N. (2012). Hamstring exercises for track and field athletes: injury and exercise biomechanics, and possible implications for exercise selection and primary prevention. *British Journal of Sports Medicine*, 46(12), 846-851.
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., . . . & Garrett Jr, W. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1003-1010.
- McLean, S. G. (2008). The ACL injury enigma: we can't prevent what we don't understand. *Journal of Athletic Training*, 43(5), 538-540.
- McLean, S. G., Andrish, J. T., & Van den Bogert, A. J. (2005). Letter to the Editor. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1106-1107.

- McLean, S. G., Huang, X., Su, A., & Van Den Bogert, A. J. (2004). Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics*, *19*(8), 828-838. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.06.006
- McLean, S. G., Huang, X., & van den Bogert, A. J. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, *20*(8), 863-870. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.05.007
- McLean, S. G., Walker, K., Ford, K., Myer, G., Hewett, T., & Van den Bogert, A. J. (2005). Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(6), 355-362.
- Meeuwisse, W. H., Tyreman, H., Hagel, B., & Emery, C. (2007). A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *17*(3), 215-219.
- Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2006). Der Einfluss der muskulären Ermüdung auf die Kniegelenkstabilität bei Fußball spezifischen Bewegungsabläufen. *BISp-Jahrbuch–Forschungsförderung*, *7*, 85-89.
- Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2007). Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *15*(5), 525-532.
- Miranda, D. L., Fadale, P. D., Hulstyn, M. J., Shalvoy, R. M., Machan, J. T., & Fleming, B. C. (2013). Knee biomechanics during a jump-cut maneuver: effects of gender & ACL surgery. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(5), 942.
- Moewis, P., Duda, G. N., Jung, T., Heller, M. O., Boeth, H., Kaptein, B., & Taylor, W. R. (2016). The restoration of passive rotational tibio-femoral laxity after anterior cruciate ligament reconstruction. *PloS One*, *11*(7), e0159600. doi.org/10.1371/Journal.pone.0159600
- Moritani, T. (2003). *Motor unit and motoneurone excitability during explosive movement*. Oxford: Blackwell Science.
- Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P., & Gollhofer, A. (2014). Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of Sports Sciences*, *32*(13), 1255-1262.

- Mornieux, G., Gehring, D., Tokuno, C., Gollhofer, A., & Taube, W. (2014). Changes in leg kinematics in response to unpredictability in lateral jump execution. *European Journal of Sport Science*, 14(7), 678-685. doi:10.1080/17461391.2014.894577
- Moussa, A. Z. B., Zouita, S., Dziri, C., & Salah, F. B. (2009). Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(6), 475-484. doi:10.1016/j.rehab.2009.02.006
- Muneta, T., Takakuda, K., & Yamamoto, H. (1997). Intercondylar notch width and its relation to the configuration and cross-sectional area of the anterior cruciate ligament: a cadaveric knee study. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 69-72.
- Munro, A., Herrington, L., & Carolan, M. (2012). Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(1), 7-11.
- Mutschler, E., Schaible, H.-G., Vaupel, P., & Thews, G. (2007). *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L., & Hewett, T. E. (2007). Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in "high-risk" versus "low-risk" athletes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 39. doi:10.1186/1471-2474-8-39
- Myklebust, G., Engebretsen, L., Brækken, I., Skjølberg, A., Olsen, O., & Bahr, R. (2006). Prevention of noncontact anterior cruciate ligament injuries in elite and adolescent female team handball athletes. *Instructional Course Lectures*, 56, 407-418.
- Myklebust, G., Engebretsen, L., Brækken, I. H., Skjølberg, A., Olsen, O.-E., & Bahr, R. (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13(2), 71-78.
- Myklebust, G., Maehlum, S., Holm, I., & Bahr, R. (1998). A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 8(3), 149-153.
- Myklebust, G. (2009). Team handball (handball). In *Epidemiology of injury in olympic Sports*, 260-276. doi:10.1002%2F9781444316872.ch20

- Nagelli, C. V., & Hewett, T. E. (2017). Should return to sport be delayed until 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction? Biological and functional considerations. *Sports Medicine*, 47(2), 221-232.
- Nakagawa, T. H., & Petersen, R. S. (2018). Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. *Physical Therapy in Sport*, 34, 174-179.
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 82-94.
- Nielsen, A., & Yde, J. (1988). An epidemiologic and traumatologic study of injuries in handball. *International Journal of Sports Medicine*, 9(05), 341-344.
- Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D., Fleckenstein, C., Walsh, C., & West, J. (2005). The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(2), 197-207.
- Numata, H., Nakase, J., Kitaoka, K., Shima, Y., Oshima, T., Takata, Y., ... & Tsuchiya, H. (2018). Two-dimensional motion analysis of dynamic knee valgus identifies female high school athletes at risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(2), 442-447.
- Nyland, J., Mattocks, A., Kibbe, S., Kalloub, A., Greene, J. W., & Caborn, D. N. (2016). Anterior cruciate ligament reconstruction, rehabilitation, and return to play: 2015 update. *Open access Journal of Sports Medicine*, 7, 21-32. doi:10.2147/OAJSM.S72332
- Oberländer, K. D., Brüggemann, G.-P., Höher, J. & Karamanidis, K. (2012). Reduced knee joint moment in ACL deficient patients at a cost of dynamic stability during landing. *Journal of Biomechanics*, 45 (8), 1387-1392.
- Oberländer, K. D., Brüggemann, G.-P., Höher, J. & Karamanidis, K. (2014). Knee mechanics during landing in anterior cruciate ligament patients: A longitudinal study from pre- to 12months post-reconstruction. *Clinical Biomechanics*, 29 (5), 512-517.
- Olsen, O., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2003). Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(5), 299-304.

- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2006). Injury pattern in youth team handball: a comparison of two prospective registration methods. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(6), 426-432.
- Omi, Y., Sugimoto, D., Kuriyama, S., Kurihara, T., Miyamoto, K., Yun, S., ... & Hirose, N. (2018). Effect of hip-focused injury prevention training for anterior cruciate ligament injury reduction in female basketball players: a 12-year prospective intervention study. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(4), 852-861.
- Orchard, J., Seward, H., McGivern, J., & Hood, S. (1999). Rainfall, evaporation and the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury in the Australian Football League. *The Medical Journal of Australia*, 170(7), 304-306.
- Ortiz, A., Olson, S. L., Etnyre, B., Trudelle-Jackson, E. E., Bartlett, W., & Venegas-Rios, H. L. (2010). Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. *Journal of Strength and Conditioning Research/National Strength & Conditioning Association*, 24(4), 1019.
- Padua, D. A., DiStefano, L. J., Hewett, T. E., Garrett, W. E., Marshall, S. W., Golden, G. M., ... & Sigward, S. M. (2018). National Athletic Trainers' Association Position Statement: Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 53(1), 5-19.
- Padua, D. A., DiStefano, L. J., Marshall, S. W., Beutler, A. I., de la Motte, S. J., & DiStefano, M. J. (2012). Retention of movement pattern changes after a lower extremity injury prevention program is affected by program duration. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(2), 300-306.
- Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett Jr, W. E., & Beutler, A. I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: the JUMP-ACL study. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(10), 1996-2002.
- Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., & Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(1), 77.
- Papst, O. (2011). *Prävalenz und Prävention von Verletzungen der unteren Extremität im Profifußball*. (Dissertation, Universität Regensburg).

- Paterno, M. V., Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2004). Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(6), 305-316.
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968-1978.
- Patrek, M. F., Kernozek, T. W., Willson, J. D., Wright, G. A., & Doberstein, S. T. (2011). Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 31-42.
- Pauls, M., Fröhlich, M. & Güllich, A. (2019). Effect of hip muscle strength on the relationship of dynamic trunk control and knee joint stability. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 49 (1), 6.
- Pauls, M., Zangerl, C., Fröhlich, M. & Güllich, A. (2017). Role of trunk muscle co-contraction during DJ from different heights and instability conditions. In A. Ferrauti, P. Platen, E. Grimminger-Seidensticker, T. Jaitner, U. Bartmus, I. Becher et al. (Hrsg.), *22nd annual Congress of the European College of Sport Science*, 379. MetropolisRuhr: Westdeutscher Universitätsverlag.
- Petersen, J., Thorborg, K., Nielsen, M. B., Budtz-Jørgensen, E., & Hölmich, P. (2011). Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in men's soccer: a cluster-randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(11), 2296-2303.
- Petersen, W., Stöhr, A., Ellermann, A., Achtnich, A., Müller, P. E., Stoffels, T., ... & Jung, T. (2016). Wiederkehr zum Sport nach VKB-Rekonstruktion. *OUP*, 5(03), 166-167.
- Petersen, W., Diermeier, T., Mehl, J., Stöhr, A., Ellermann, A., Müller, P., Zantop, T. (2016). Prevention of knee and ACL injuries. Guidelines of the ligament committee of the DKG (German Knee Society). *OUP*, 10, 542-550.
- Petersen, W., Forkel, P., Achtnich, A., Metzloff, S., & Zantop, T. (2012). Verletzungen des vorderen Kreuzbandes: Von der Prävention zur Therapie. *Orthopädische und Unfallchirurgische Zeitschrift*, 1(6), 232-243.

- Petersen, W., Zantop, T., & Hassenpflug, J. (2003). WISSENSCHAFTLICHER BEITRAG: Prävention von Rupturen des vorderen Kreuzbandes im Ballsport: eine Literaturübersicht. *Sports Orthopaedics and Traumatology*, 19(2), 105-109.
- Petersen, W., Rosenbaum, D., & Raschke, M. (2005). Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei weiblichen Athleten. Teil 1: Epidemiologie, Verletzungsmechanismen und Ursachen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56, 150-156.
- Petersen, W., Zantop, T., Rosenbaum, D., & Raschke, M. (2005). Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei weiblichen Athleten. Teil 2: Präventionsstrategien und Präventionsprogramme. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56, 157-164.
- Petersen, W., Zantop, T., Steensen, M., Hypa, A., Wessolowski, T., & Hassenpflug, J. (2002). Prävention von Verletzungen der unteren Extremität im Handball: Erste Ergebnisse des Kieler Handball-Verletzungs-Präventionsprogrammes. *Sportverletzung-Sportschaden*, 16(03), 122-126.
- Petushek, E. J., Sugimoto, D., Stoolmiller, M., Smith, G., & Myer, G. D. (2019). Evidence-based best-practice guidelines for preventing anterior cruciate ligament injuries in young female athletes: a systematic review and meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 47(7), 1744-1753. doi: 10.1177/0363546518782460
- Pfeifer, K., & Vogt, L. (2004). Elektromyographie (EMG). In *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*, 165-182. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Pflanz, B. (2011). *Zur Koordination des Basketballwurfes: Untersuchung der Koordination von Teilkörperbewegungen und des Lösungsraumes des gezielten Korbwurfes*. (Dissertation, Friedrich-Schiller-Universität Jena).
- Pflum, M. A., Shelburne, K. B., Torry, M. R., Decker, M. J., & Pandy, M. G. (2004). Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(11), 1949-1958.
- Piry, H., Fallahi, A., Kordi, R., Rajabi, R., Rahimi, M., & Yosefi, M. (2011). Handball injuries in elite Asian players. *World Applied Sciences Journal*, 14(10), 1559-1564.
- Platzer, W. (2013). *Taschenatlas Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat*. Stuttgart: Thieme.

- Platzer, W. (2005). *Taschenatlas Anatomie in 3 Bänden* (Vol. 1). Stuttgart: Thieme.
- Quatman, C. E., & Hewett, T. E. (2009). The anterior cruciate ligament injury controversy: is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? *British Journal of Sports Medicine*, 43(5), 328-335. doi:10.1136/bjism.2009.059139
- Rauch, G. (2018). *Sportverletzungen im Breitensport: Wie sie entstehen und wie sie verhindert werden können. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 2018*. Zugriff am 20.10.2019 unter: https://dgou.de/fileadmin/user_upload/Dokumente/Presse/Pressemappen/2018_10_25_Pressemappe_DKOU_2018.PDF
- Reiman, M. P., Bolgia, L. A., & Lorenz, D. (2009). Hip function's influence on knee dysfunction: a proximal link to a distal problem. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(1), 33-46.
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., & Mandelbaum, B. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 394-412. doi:10.1136/bjism.2008.048934
- Richard, H. A., & Kullmer, G. (2014). *Biomechanik: Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80.
- Romani, W., Patrie, J., Curl, L. A., & Flaws, J. A. (2003). The correlations between estradiol, estrone, estriol, progesterone, and sex hormone-binding globulin and anterior cruciate ligament stiffness in healthy, active females. *Journal of Women's Health*, 12(3), 287-298.
- Röthig, P. (1992). *Sportwissenschaftliches Lexikon, 6. völlig neu bearbeitete Auflage*. Hamburg: Schorndorf.
- Rudolph, K. S., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2000). Dynamic stability after ACL injury: who can hop?. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8(5), 262-269.

- Schlumberger, A., & Schmidbleicher, D. (2004). Grundlagen der Kraftdiagnostik. In *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*, 87-106. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Schmitt, H. (2013). Prävention und Therapie typischer Verletzungen und Überlastungsbeschwerden bei männlichen Fußballspielern. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 64(1).
- Schneider, O., Scharf, H.-P., Stein, T., Knapstein, S., Hermann, C., & Flechtenmacher, J. (2016). Inzidenz von Kniegelenkverletzungen. *Der Orthopäde*, 45(12), 1015-1026.
- Schoepp, C. (2018). *Neues bei der Therapie und der Rehabilitation von vorderen Kreuzbandverletzungen. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie 2018*. Zugriff am 20.10.2019 unter: https://dgou.de/fileadmin/user_upload/Dokumente/Presse/Pressemappen/2018_10_25_Pressemappe_DKOU_2018.PDF
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2011). *LernAtlas der Anatomie.[1]. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Stuttgart: Thieme.
- Schünke, M. (2018). *Topografie und Funktion des Bewegungssystems. Funktionelle Anatomie für Physiotherapeuten*. Stuttgart: Thieme.
- Schünke, M. (2000). *Funktionelle Anatomie-Topografie und Funktion des Bewegungssystems*. Stuttgart: Thieme.
- Schwameder, H. (2009). Dynamometrie. In A. Gollhofer & E. Müller (Hrsg.), *Handbuch Sportbiomechanik*, 104-119. Schorndorf: Hofmann.
- Scuderi, G. R., & Tria, A. J. (2010). *The knee: a comprehensive review*. World Scientific. doi.org/10.1142/7411
- Seil, R., Nührenbörger, C., Lion, A., Gerich, T., Hoffmann, A., & Pape, D. (2016). Knieverletzungen im Handball. *Sports Orthopaedics and Traumatology, Sport-Orthopädie-Sport-Traumatologie*, 32(2), 154-164.
- Sharma, L., Song, J., Dunlop, D., Felson, D., Lewis, C. E., Segal, N., & Nevitt, M. (2010). Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 69(11), 1940-1945.
- Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 396-408.

- Siegel, L., Vandenakker-Albanese, C., & Siegel, D. (2012). Anterior cruciate ligament injuries: anatomy, physiology, biomechanics, and management. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22(4), 349-355.
- Sinsurin, K., Vachalathiti, R., Jalayondeja, W., & Limroongreungrat, W. (2016). Knee Muscular Control During Jump Landing in Multidirections. *Asian Journal of Sports Medicine*, 7(2), e31248. doi:10.5812/asjasm.31248
- Slauterbeck, J., Clevenger, C., Lundberg, W., & Burchfield, D. M. (1999). Estrogen level alters the failure load of the rabbit anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 17(3), 405-408. doi:10.1002/jor.1100170316
- Smith, H. C., Johnson, R. J., Shultz, S. J., Tourville, T., Holterman, L. A., Slauterbeck, J., . . . Beynon, B. D. (2012). A prospective evaluation of the Landing Error Scoring System (LESS) as a screening tool for anterior cruciate ligament injury risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(3), 521-526.
- Söderman, K., Pietilä, T., Alfredson, H., & Werner, S. (2002). Anterior cruciate ligament injuries in young females playing soccer at senior levels. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(2), 65-68.
- Soligard, T., Myklebust, G., Steffen, K., Holme, I., Silvers, H., Bizzini, M., Andersen, T. E. (2008). Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomised controlled trial. *British Medical Journal*, 338(1), 95-99.
- Soligard, T., Nilstad, A., Steffen, K., Myklebust, G., Holme, I., Dvorak, J., . . . Andersen, T. E. (2010). Compliance with a comprehensive warm-up programme to prevent injuries in youth football. *British Journal of Sports Medicine*, 44(11), 787-793.
- Spindler, K. P., & Wright, R. W. (2008). Anterior cruciate ligament tear. *New England Journal of Medicine*, 359(20), 2135-2142.
- Sugimoto, D., Myer, G. D., Foss, K. D. B., & Hewett, T. E. (2014). Dosage effects of neuromuscular training intervention to reduce anterior cruciate ligament injuries in female athletes: meta-and sub-group analyses. *Sports Medicine*, 44(4), 551-562.
- Thews, G., Mutschler, E., & Vaupel, P. (1999). *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen* (Vol. 4). Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft.

- Tittel, K. (2003). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. 14., völlig überarbeitete und erweiterte Ausgabe. München: Urban & Fischer.
- Ungerer, D. (1973). *Leistungs- und Belastungsfähigkeit im Kindes- und Jugendalter: Untersuchung zur sensomotorischen Entwicklung und Lernleistung, Gesamtdarstellung des Muskel- und Kreislaufverhaltens; Grundlagen einer gezielten Leistungsförderung*. Schorndorf: Hofmann.
- Waldén, M., Hägglund, M., & Ekstrand, J. (2006). High risk of new knee injury in elite footballers with previous anterior cruciate ligament injury. *British Journal of Sports Medicine*, *40*(2), 158-162.
- Waldén, M., Hägglund, M., Magnusson, H., & Ekstrand, J. (2011). Anterior cruciate ligament injury in elite football: a prospective three-cohort study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *19*(1), 11-19.
- Waldén, M., Hägglund, M., Magnusson, H., & Ekstrand, J. (2016). ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(12), 744-750.
- Waldén, M., Krosshaug, T., Børneboe, J., Andersen, T. E., Faul, O., & Hägglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(22), 1452-1460.
- Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2018). Meta-analysis of meta-analyses of anterior cruciate ligament injury reduction training programs. *Journal of Orthopaedic Research*, *36*(10), 2696-2708.
- Weineck, J. (2003). *Sportanatomie*. Balingen: Spitta.
- Wick, D., Ohlert, H., Kittel, R., Fritzenberg, M., Krüger, T., & Thielscher, W. (2009). *Biomechanik im Sport: Lehrbuch der biomechanischen Grundlagen sportlicher Bewegungen*. Balingen: Spitta.
- Williams, G. N., Chmielewski, T., Rudolph, K. S., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *31*(10), 546-566.

- Williams, G. N., Snyder-Mackler, L., Barrance, P. J., & Buchanan, T. S. (2005). Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury: a differential response in copers versus non-copers. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 685-693.
- Willimczik, K. (1989). *Biomechanik der Sportarten. Grundlagen-Methoden-Analysen*. Reinbek: Rowohlt.
- Willson, J. D., Ireland, M. L., & Davis, I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(5), 945.
- Wirhed, R. (2001). *Sportanatomie und Bewegungslehre*. Stuttgart: Schattauer.
- Wirtz, C., Wanner, R., Kohl, S., Krüger, A., & Zumstein, M. (2011). Knie-Achsendeviationen - Ursache für Gonarthrose?. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 59(4), 169.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2008). Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 90(4), 815-823.
- Wolff, R., & Brechtel, L. (2000). Schmerzen im vorderen Bereich des Kniegelenkes (Femoro-patellares Schmerzsyndrom, Chondropathia u. a.). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51(10).
- Wolff, R., Brechtel, L., Zinner, J., & Boldt, F. (2000). Muskelkraft, arthromuskuläres Gleichgewicht und Überlastungsschäden bei Schülern einer sportorientierten Gesamtschule. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51(3).
- Wollny, R. (2010). *Bewegungswissenschaft: Ein Lehrbuch in 12 Lektionen* (2. Aufl., Bd. 5). Aachen: Meyer & Meyer.
- Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41(1), 47-51.
- Zazulak, B. T., Ponce, P. L., Straub, S. J., Medvecky, M. J., Avedisian, L., & Hewett, T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(5), 292-299.

- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Alkjaer, T., Suetta, C., Mortensen, P., . . . Aagaard, P. (2011). Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), 833-840. doi:10.1111/j.1600-0838.2010.01052.x
- Zebis, M. K., Andersen, L. L., Brandt, M., Myklebust, G., Bencke, J., Lauridsen, H. B., ... & Aagaard, P. (2016). Effects of evidence-based prevention training on neuromuscular and biomechanical risk factors for ACL injury in adolescent female athletes: a randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, 50(9), 552-557.
- Zehr, E. P., & Stein, R. B. (1999). What functions do reflexes serve during human locomotion?. *Progress in Neurobiology*, 58(2), 185-205.
- Zeidler, E. (1996). *Taschenbuch der Mathematik, Bd. 1*. Leipzig, Stuttgart: Teubner.

Anhang

1. Probanden-Fragebogen zur Studienteilnahme

Fragebogen Studie Kniegelenksstabilität



Codierung	
Alter	
Körpergröße	
Körpergewicht	
Geschlecht (M/W)	
Verletzungen:	
Art der Verletzungen/Datum:	
1.	
2.	
Verletzungen, die die Leistungsfähigkeit dauerhaft einschränken:	
1.	
2.	
Art der Einschränkung:	
1.	
2.	
Sportarten	
Ballsportart/ h pro Woche:	
Wettkampferfahrung (ja/nein) /Spielklasse:	
Weitere ausgeführte Sportarten:	h/Woche
1.	
2.	
3.	
Sportpraxis im aktuellen Semester:	h/Woche
1.	
2.	
3.	
Zusätzliches Training	h/Woche
Krafttraining:	
Lauftraining:	
Sonstiges:	

Abbildung 94: Probanden Fragebogen zur Studienteilnahme.

2. Informationsschreiben zur Studienteilnahme

[KLICKEN SIE HIER, UM EIN DATUM AUSZUWÄHLEN.]

STUDIE KnieGELENKSTABILITÄT

LIEBE STUDIEN-TEILNEHMERINNEN,

vielen Dank für die Teilnahme und das Interesse an dieser Studie. Bitte lesen Sie sich die nachfolgende Beschreibung sorgfältig durch. Falls Sie Fragen zum Ablauf oder zu Inhalten der Studie haben, sprechen Sie bitte einen der Studienleiter (Kontakte siehe unten stehend) an.

1. Allgemeine Informationen zur Studie

Gelenkstabilität nimmt im Verlauf einer Sportkarriere eine zentrale Rolle ein. Eine optimierte Stabilität dient der Prävention gegenüber traumatischen Verletzungen sowie degenerativen Veränderungen. Außerdem besteht der Leistungsaspekt: optimale Gelenks- und Winkelstellungen, vor allem auch in Abhängigkeit des neuromuskulären Systems, ermöglichen Leistungen auf entsprechend hohem Niveau. Die Stabilität des Kniegelenks steht im Sinne der Prävention und auch der Leistungskomponente sportartübergreifend besonders im Fokus.

2. Ziel der Studie

Zielstellung der Studie ist es, mögliche Fehlbelastungen zu identifizieren und Zusammenhänge bezüglich der Leistungsfähigkeit aufzudecken. Verschiedene Beobachtungssysteme (3D Video Analyse, EMG zur Messung der neuromuskulären Aktivität, Krafttests) kommen zum Einsatz, um motorische und/oder muskuläre Defizite erkennen zu können und in Verbindung zueinander zu setzen. Zwischen den zwei Messzeitpunkten erfolgt eine spezielle Trainingsintervention, welche entsprechend auf die Wirksamkeit bezüglich der Kniegelenksstabilität überprüft wird.

3. Geplanter Ablauf der Studie

Zeitraum Pretest:	Innerhalb der ersten 2 Wochen der Vorlesungszeit im Bewegungslabor Sportwissenschaft TU Kaiserslautern.
Zeitraum Training:	Anschließend an die Pretestphase (6 Wochen Trainingsphase) in der Sporthalle/UNifit der TU Kaiserslautern
Zeitraum Retest:	Anschließend an den Trainingszeitraum im Bewegungslabor Sportwissenschaft TU Kaiserslautern.

4. Teilnahme an der Studie

Die Studienteilnehmer wurden anhand ihrer ausgeübten Sportarten ausgewählt. Die Teilnahme aus gesundheitlichen Voraussetzungen geht aus dem Einverständnis des Sportlers hervor. Es kann sein, dass anhand des Fragebogens (Pretest) Kontraindikationen auftauchen und zur eigenen Sicherheit nicht an der Studie teilgenommen werden kann. Ihre Teilnahme an der Studie ist außerdem freiwillig, Ihnen entstehen keine Nachteile bei Austritt aus der Studie und müssen dies auch nicht begründen.

5. Pflichten der Probanden

Einhaltung des Studienplans sowie den Anweisungen durch die Studienleitung und Trainer.

Information der Studienleitung über Abweichungen (bspw. Verletzungen, auch „kleinere“, Erkrankungen o.ä.) während des Studienzeitraums.

6. Risiken und Unannehmlichkeiten

Die Risiken für die Studienteilnehmer sind sehr gering. Die Belastungen sind im Vergleich zum Trainingsbetrieb sehr kontrolliert und gesteuert. Es werden kontrollierte Sprünge und Landungen von Erhöhungen (0 – 40cm) durchgeführt. Die Kraftmessungen werden submaximal dynamisch oder statisch maximal durchgeführt. Marker zur Erkennung im Raum sowie EMG Elektroden werden auf die Haut geklebt. Es kommen keine invasiven Verfahren zur Anwendung.

7. Nutzen für die Teilnehmer

Nach Abschluss der Studie erhalten Sie, wenn von Ihnen gewünscht, eine Auswertung Ihrer persönlichen Daten und einen anonymisierten Vergleich mit den anderen Studienteilnehmern.

Bei Fragen oder Unklarheiten können Sie sich jederzeit direkt oder per mail an unten stehende Kontaktpersonen wenden:

Monika Pauls Tel: 0631/205 5725 E-Mail: m.pauls@sowi.uni-kl.de

Christoph Zangerl Tel.: 0631/205 5017 E-Mail: zangerl@sowi.uni-kl.de

Vielen Dank für Ihr Interesse und ihre Teilnahme an der Studie!

Abbildung 95: Informationsschreiben zur Studienteilnahme.

3. Einverständniserklärung zur Studienteilnahme



Einverständniserklärung

- Bewegungslabor Sportwissenschaft TU Kaiserslautern -

Ich erkläre hiermit, dass ich die Teilnehmerinformationen zur Studie

Kniestabilität

und diese Einwilligungserklärung zur Studienteilnahme erhalten habe.

- Ich wurde für mich ausreichend mündlich und schriftlich über die wissenschaftliche Untersuchung in allen für die Studie relevanten Aspekten informiert.
- Ich weiß, dass ich jederzeit meine Einwilligung, ohne Angabe von Gründen, widerrufen kann, ohne dass dies für mich nachteilige Folgen hat.
- Ich weiß, dass alle Angaben freiwillig sind und ich nur die Angaben mache, die ich auch machen möchte.
- Ich bin damit einverstanden, dass die im Rahmen der wissenschaftlichen Untersuchung über mich erhobenen Daten in anonymisierter Form aufgezeichnet werden. Es wird gewährleistet, dass meine personenbezogenen Daten nicht an Dritte weitergegeben werden. Im Falle von Veröffentlichungen der Studienergebnisse bleibt die Vertraulichkeit meiner persönlichen Daten gewährleistet. Die Beachtung des Bundesschutzes ist in vollem Umfang sichergestellt.
- Die Studie wurde in Anlehnung an die Deklaration von Helsinki zur ethischen Umsetzung wissenschaftlicher Studien umgesetzt und folgt internationalen Standards wissenschaftlichen Arbeitens.
- Es bestehen keine Interessenkonflikte in Bezug auf die Studienteilnahme.
- Mit der vorstehend geschilderten Vorgehensweise bin ich einverstanden und bestätige dies mit meiner Unterschrift.

(Name des Teilnehmenden)

Ort / Datum

Unterschrift

(Name des Aufklärenden)

Ort / Datum

Unterschrift

Abbildung 96: Einverständniserklärung zur Studienteilnahme.

4. Ablaufplan

Ablaufplan: Merkblatt / Abhakliste für die praktische Durchführung

1. Anbringen EMG für Mm. glutaeii medius und maximus, M. adductor magnus
 - Bekleidung
 - Präparation der verbleibenden EMG-Stellen
2. Aufwärmen
 - Seilspringen: 30 sec.
 - Hopserlauf: 30 sec.
 - Armkreisen 30 sec.
 - Side-steps (3 WDH, dann Richtungswechsel) 30 sec.
 - Bestimmung der maximalen Distanz: laterale Sprünge
3. Erhebung F_{max} sowie MVC bei ARO/IRO/ABD/ADD
 - Je 3 Messungen mit 30 sec. Pause
4. Anbringen EMG für M. rectus femoris, M. vastus lateralis und M. bicep femoris
5. Messung Streckerkette: Messung F_{max} und MVC; 3 x mit 30sek Pause
6. Kleben der Marker
 - Statische Aufnahme
7. Abnehmen der statischen Marker
8. Demonstrationssprünge/Probesprünge: Gewöhnung
9. Sprünge:

Drop Jump:

- Beidbeinig: Fallhöhe 20cm – 30cm – 40cm; je 3 Sprünge: BB20, BB30, BB40
- Einbeinig: Fallhöhe 0cm – 15cm – 30cm; je 3 Sprünge: ER0, ER15, ER30

Landung Einbeinig:

- Fallhöhe 0cm – 15cm – 30cm; je 3 Sprünge (Stehen nach drop; kein Reaktivsprung): E0, E15, E30

Lateral Jump:

- 3 Anlaufschritte (17 Sohlenlängen): Sprung mit 50% - 70% - 90% der individuellen max. Sprungweite: je 3 Sprünge

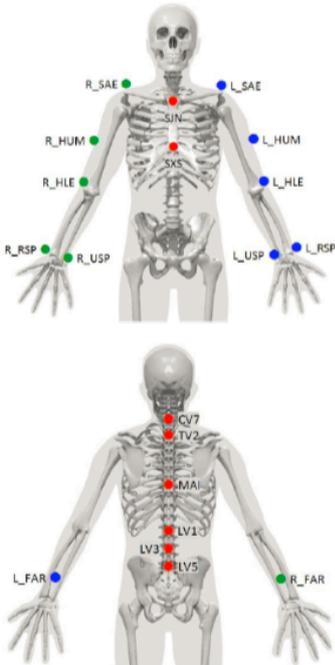
Vorbereitung Labor:

1. Marker auf Klebeband zuschneiden, Tapestreifen; EMG: Akkus aufgeladen
2. Während der laufenden Kraftmessungen: Kinematik vorbereiten (Absprunghöhen bereitstellen, Distanz kleben 50-70-90%)
Qualisys: Proband anlegen
L-Frame: Kalibrierung Raum/Kamerasystem
KMP: Kalibrierung

Abbildung 97: Ablaufplan für die praktische Testdurchführung.

5. Full Body Setup: Marker setup aus "upper body" und "lower body"

Qualisys PAF package: Upper body IOR marker set ¹

Name	Ref. ²	Location	Static (20)	Dyn. (20)
SJN	SJN	Sternum - Jugular Notch	X	X
SXS	SXS	Sternum - Xiphisternal joint	X	X
CV7	CV7	7 th Cervical Vertebrae	X	X
TV2	TV2	2 nd Thoracic Vertebrae	X	X
MAI	MAI	Midpoint between inferior angles of most caudal points of the scapulae	X	X
LV1	LV1	1 st Lumbar Vertebrae	X	X
LV3	LV3	3 rd Lumbar Vertebrae	X	X
LV5	LV5	5 th Lumbar Vertebrae	X	X
L_SAE	SAE	Scapula - Acromial Edge	X	X
L_HUM			X	X
L_HLE	HLE	Humerus - Lateral Epicondyle	X	X
L_FAR	FAR		X	X
L_USP	UPS	Ulna - Styloid Process	X	X
L_RSP	RSP	Radius - Styloid Process	X	X
R_SAE	SAE	Scapula - Acromial Edge	X	X
R_HUM			X	X
R_HLE	HLE	Humerus - Lateral Epicondyle	X	X
R_FAR	FAR		X	X
R_USP	USP	Ulna - Styloid Process	X	X
R_RSP	RSP	Radius - Styloid Process	X	X

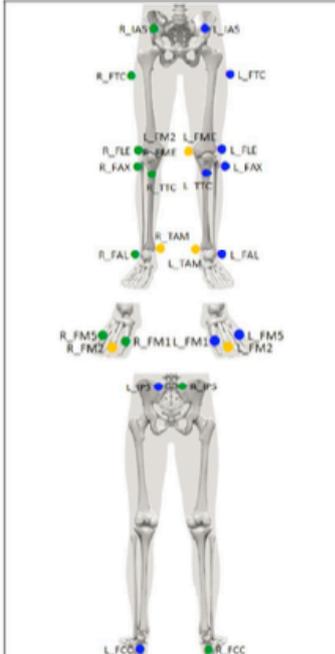
¹ Leardini, A., Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C., & Benedetti, M.G. (2011). Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, 26, 562-571. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015

² Sint Jan, S. Van (2007). *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions. Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Copyright © Qualisys AB

Abbildung 98: „Upper body IOR marker set“ nach Leardini, Biagi, Merlo, Belvedere und Benedetti (2011) (verändert nach Qualisys, Gothenburg, Schweden).

Qualisys PAF package: Istituti Ortopedici Rizzoli (IOR) lower body marker set ¹

Name	Ref. ²	Location	Static (26)	Dyn. (20)
L_IAS	IAS	Left anterior superior iliac spine	X	X
L_IPS	IPS	Left posterior superior iliac spine	X	X
R_IPS	IPS	Right posterior superior iliac spine	X	X
R_IAS	IAS	Right anterior superior iliac spine	X	X
L_FTC	FTC	Lateral side of greater trochanter, 1/3 from proximal end	X	X
L_FLE	FLE	Left femur lateral epicondyle	X	X
L_FME	FME	Left femur medial epicondyle	X	X
L_FAX	FAX	Proximal tip of the head of the left fibula	X	X
L_TTC	TTC	Most anterior border of the left tibial tuberosity	X	X
L_FAL	FAL	Lateral prominence of the left lateral malleolus	X	X
L_TAM	TAM	Medial prominence of the left medial malleolus	X	X
L_FCC	FCC	Aspect of the Achilles tendon insertion on the left calcaneus	X	X
L_FM1	FM1	Dorsal margin of the first metatarsal head	X	X
L_FM2	FM2	Dorsal margin of the second metatarsal head	X	X
L_FM5	FM5	Dorsal margin of the fifth metatarsal head	X	X
R_FTC	FTC	Lateral side of greater trochanter, 1/3 from proximal end	X	X
R_FLE	FLE	Right femur lateral epicondyle	X	X
R_FME	FME	Right femur medial epicondyle	X	X
R_FAX	FAX	Proximal tip of the head of the right fibula	X	X
R_TTC	TTC	Most anterior border of the right tibial tuberosity	X	X
R_FAL	FAL	Lateral prominence of the right lateral malleolus	X	X
R_TAM	TAM	Medial prominence of the right medial malleolus	X	X
R_FCC	FCC	Aspect of the Achilles tendon insertion on the right calcaneus	X	X
R_FM1	FM1	Dorsal margin of the first metatarsal head	X	X
R_FM2	FM2	Dorsal margin of the second metatarsal head	X	X
R_FM5	FM5	Dorsal margin of the fifth metatarsal head	X	X

¹ Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrassio, S., Nativio, R., & Benedetti, M.G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 26, 560-571. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018

² Sint Jan, S. Van (2007). *Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions. Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations*. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Copyright © Qualisys AB

Abbildung 99: „Istituti Ortopedici Rizzoli (IOR) lower body marker set“ nach Leardini, Sawacha, Paolini, Ingrassio, Nativio und Benedetti (2007) (verändert nach Qualisys, Gothenburg, Schweden).

Wissenschaftlicher Werdegang

WISSENSCHAFTLICHER WERDEGANG

Seit 2018	Olympiastützpunkt Freiburg-Schwarzwald
2011 – 2018	Wissenschaftlicher Mitarbeiter: TU Kaiserslautern Sportwissenschaft
Dezember 2006 – April 2016	Lehrbeauftragter am Institut f. Sport u. Sportwissenschaft der Universität Heidelberg

STUDIUM / AUSBILDUNG

2007 – 2009	TU München Fachsportlehrerausbildung (staatl. gepr. Skilehrer / DSLV)
2001 - 2006	Universität Heidelberg Hauptfach: Sportwissenschaft 1. Nebenfach: Sport im Bereich Prävention und Rehabilitation 2. Nebenfach: Erziehungswissenschaft
1998 - 2001	Universität Heidelberg Lehramtsstudium (Abschluss Zwischenprüfung): Sport und Englisch

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich,

- dass ich die vorgelegte Arbeit selbst angefertigt und alle benutzten Hilfsmittel in der Arbeit angegeben habe,
- dass ich diese Dissertation nicht schon als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht, und
- dass weder die gleiche noch eine andere Abhandlung der Dissertation bei einer anderen Universität oder einem anderen Fachbereich der Technischen Universität Kaiserslautern veröffentlicht wurde.

10 Dezember 2019, Freiburg im Breisgau

Christoph Zangerl

Unterschrift