

BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

Der Fuß als Fundament für die Qualität der Kniebeuge

Verfasser

Marie Kashofer

Lisa Sandhofer

angestrebter akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, 2019

Studiengang: Studiengang Physiotherapie

Jahrgang: BPT 16

Betreuerin / Betreuer: Barbara Wondrasch, PT, PhD

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

.....

Datum

.....

Unterschrift (Kashofer)

.....

Datum

.....

Unterschrift (Sandhofer)

I. Abstract (English)

Introduction: In professional sports, the overhead squat is used in both performance enhancement and performance assessment. Furthermore, it is utilized to predict injuries and therefore prevent them. Limited dorsiflexion of both ankle joints negatively affects the leg axis when performing the overhead squat. It leads to a valgus leg position. If the limited dorsiflexion affects only one side, the effects have hardly been explored. The aim of the study is to find out if the one-sided limited dorsiflexion has a negative impact on the execution of the overhead squat.

Methods: In collaboration with "Fußballmedizin", six subjects with and ten subjects without limited unilateral dorsiflexion were recruited. Before performing the overhead squat, the dominant leg was identified and the dorsiflexion range of motion of the ankle was determined in both legs. After a five-minute warm-up on the ergometer, the marker points were adhered. The performance of the overhead squat was recorded with a video camera and subsequently evaluated using the program Kinovea. Afterwards, the results were evaluated descriptively.

Results: In group 1, three subjects had a slight valgus leg position in the knee joint when performing the overhead squat and three subjects had a strong valgus leg position in the knee joint. In group 2, only one subject showed a strong valgus leg position in the knee joint. The remaining nine subjects showed no leg axis deviation.

Discussion: It could not be significantly demonstrated in the study whether limited unilateral dorsiflexion range of motion in the ankle joint caused a valgus leg position in the knee joint when performing the overhead squat. Nevertheless, a tendency can be derived. When performing the overhead squat, group 1 tends to have a valgus leg position in the knee joint and group 2 tends to demonstrate a correct leg axis position. There is a need of further investigations to significantly prove or disprove the results and to gain further insight into the effects of limited unilateral ankle dorsiflexion range of motion on movement behavior.

KEYWORDS: overhead squat, limited ankle dorsiflexion, leg axis

I. Abstract (Deutsch)

Einleitung: Im Profisport wird die Überkopfkniebeuge sowohl im Bereich der Leistungssteigerung als auch im Bereich der Beurteilung der Leistungsfähigkeit eingesetzt. Die Übung ist in zahlreichen Testungen zur Vorhersage des Verletzungsrisikos integriert. Durch eine Dorsalextensionseinschränkung beider Sprunggelenke wird die Beinachse bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge negativ beeinflusst. Dies äußert sich in Form einer Valgus-Stellung im Kniegelenk. Betrifft die Dorsalextensionseinschränkung nur eine Seite, sind die Auswirkungen noch kaum erforscht. Das Ziel der Studie ist es, herauszufinden, ob die einseitige Dorsalextensionseinschränkung einen negativen Einfluss auf die Ausführung der Überkopfkniebeuge hat.

Methoden: In Zusammenarbeit mit „Fußballmedizin“ wurden dafür sechs Probanden mit und zehn Probanden ohne einseitiger Dorsalextensionseinschränkung rekrutiert. Vor der Durchführung der Überkopfkniebeuge wurde das dominante Bein bestimmt und die Dorsalextensionsbeweglichkeit im oberen Sprunggelenk beider Beine ermittelt. Nach einem fünfminütigen Aufwärmen am Ergometer wurden die Markerpunkte geklebt. Die Durchführung der Überkopfkniebeuge wurde mit einem Video aufgenommen und im Nachhinein mittels dem Programm Kinovea bewertet. Im Anschluss wurden die Ergebnisse deskriptiv ausgewertet.

Ergebnisse: In Gruppe 1 hatten drei Probanden bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge eine leichte Valgus-Stellung im Kniegelenk und drei Probanden eine starke Valgus-Stellung im Kniegelenk. In Gruppe 2 zeigte nur ein Proband eine starke Valgus-Stellung im Kniegelenk. Die restlichen neun Probanden zeigten keine Beinachsenabweichung.

Schlussfolgerung: In der Studie konnte nicht signifikant bewiesen werden, ob eine einseitig verminderte Dorsalextensionsbeweglichkeit im Sprunggelenk eine Valgus-Stellung im Kniegelenk bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge verursacht oder nicht. Dennoch lässt sich eine Tendenz ableiten. Gruppe 1 tendiert bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge zu einer Valgus-Stellung im Kniegelenk und Gruppe 2 zu einer korrekten Beinachsenstellung. Weiterführende Studien sollten genauere Untersuchungen anstellen, um die Ergebnisse signifikant zu beweisen oder zu widerlegen und weitere Erkenntnisse über die Auswirkungen der einseitigen Einschränkung der Dorsalextensionsbeweglichkeit im Sprunggelenk auf das Bewegungsverhalten zu gewinnen.

KEYWORDS: Überkopfkniebeuge, eingeschränkte Dorsalextension im Sprunggelenk, Beinachse

II. Inhaltsverzeichnis

1	Einführung ins Thema (MK, LS)	1
2	Die Überkopfkniebeuge (MK)	2
2.1	Ausführung der Überkopfkniebeuge (MK)	2
2.2	Voraussetzungen der Überkopfkniebeuge (MK)	5
2.2.1	Mobilität in den Schlüsselgelenken (MK)	5
2.2.2	Rumpfkraft und -stabilität (MK)	5
2.2.3	Beinachse (MK)	6
2.3	Einsatz der Überkopfkniebeuge (MK)	6
2.3.1	Beurteilung der Bewegungsqualität (MK)	6
2.3.2	Verbesserung der Bewegungsqualität (MK)	10
3	Einfluss des Sprunggelenks (LS)	12
3.1	Biomechanik (LS)	12
3.2	Beweglichkeit im Sprunggelenk (LS)	14
3.2.1	Beidseitige Dorsalextensionseinschränkung (LS)	14
3.2.2	Einseitige Dorsalextensionseinschränkung (LS)	16
3.3	Fragestellung und Hypothesen (MK, LS)	17
4	Methodik (MK, LS)	18
4.1	Studiendesign und Ablauf der Studie	18
4.2	Übersicht über die wesentlichen Arbeitsschritte	19
4.3	Probandenrekrutierung und Beschreibung der Probandencharakteristika	19
4.4	Ein- und Ausschlusskriterien	20
4.5	Ablauf der Messung und Intervention	21
4.6	Auswertung der Daten	28
5	Ergebnisse (MK, LS)	30
5.1	Demografische Daten	30
5.2	Ergebnisse der Testung des dominanten Beines	31

5.3	Ergebnisse der Beweglichkeitsmessung	32
5.4	Auswertung der dynamischen Beinachse.....	34
5.5	Verletzungsangaben der Datenblatterhebung	36
6	Diskussion (MK, LS)	38
6.1	Interpretation der Ergebnisse (MK, LS)	38
6.1.1	Interpretation der Valgus-Stellung im Kniegelenk (MK, LS)	38
6.1.2	Interpretation der Messergebnisse der DEB im Sprunggelenk (LS)	41
6.1.3	Zusammenhang zwischen DEB Einschränkung und Valgus-Stellung (LS) ...	43
6.1.4	Zusammenhang zwischen dominantem Bein und DEB Einschränkung (LS).	44
6.1.5	Ursache der einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk (LS).....	46
6.1.6	Zusammenfassung der Interpretation der Ergebnisse (LS)	48
6.2	Limitationen der Arbeit (MK)	48
7	Schlussfolgerung und Ausblick (MK, LS)	54
7.1	Schlussfolgerung (LS)	54
7.2	Ausblick (MK)	55
8	Literaturverzeichnis	58
A	Anhang	60
B	Anhang	61

III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Überkopfkniebeuge ohne Stange und Gewicht (Bishop, Villaire, et al., 2016)	2
Abbildung 2: Überkopfkniebeuge mit Stange (McMillian et al., 2016)	3
Abbildung 3: Überkopfkniebeuge mit Gewicht (Aspe & Swinton, 2014)	4
Abbildung 4: Deep Squat im FMS (Cook et al., 2014)	7
Abbildung 5: Scoring Sheet des FMS (Cook et al., 2014)	9
Abbildung 6: Beurteilungskriterien für die Überkopfkniebeuge in Anlehnung an die Vorschläge der NASM (Bishop, Edwards, et al., 2016)	10
Abbildung 7: Bewegungen des Sprunggelenks (Brockett & Chapman, 2016)	13
Abbildung 8: Rotationsachse in der Transversalebene (Brockett & Chapman, 2016)	13
Abbildung 9: die häufigsten Sportverletzungen (Luciano & Lara, 2012)	16
Abbildung 10: Übersicht über den geplanten Ablauf der Studie	19
Abbildung 11: Testung dominantes Bein	22
Abbildung 12: gewichtstragende Messmethode	23
Abbildung 13: nicht-gewichtstragende Messmethode mit Knieflexion und -extension	24
Abbildung 14: Kleben der Markerpunkte und -streifen	25
Abbildung 15: 90 Grad Winkel zum Boden bei starkem, leichtem und keinem MKD	26
Abbildung 16: Projektionslinie von der Patella zum Boden bei starkem, leichtem und keinem MKD	26
Abbildung 17: Kameraposition	27
Abbildung 18: Ausführung der Überkopfkniebeuge	28
Abbildung 19: Ergebnisse der Testungen für das dominante Bein	31
Abbildung 20: Angaben der Datenblätter für das Schussbein	31
Abbildung 21: Vergleich der Testergebnisse und der Datenblatt-Angaben für das dominante Bein	32
Abbildung 22: dynamische Beinachse bei Gruppe 1	35
Abbildung 23: dynamische Beinachse Gruppe 2	35
Abbildung 24: Angaben zur Verletzungsgeschichte aller 16 Probanden	36
Abbildung 25: Angaben zur Verletzungsgeschichte von Gruppe 1	36
Abbildung 26: Angaben zur Verletzungsgeschichte von Gruppe 2	37

IV. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: demografische Daten der übrigen 16 Probanden	30
Tabelle 2: Ergebnisse der DEB-Messungen der 16 Probanden	32
Tabelle 3: Ergebnisse der nicht-gewichttragenden Messung mit Knieflexion	33
Tabelle 4: Ergebnisse der DEB-Messungen für Gruppe 1	34
Tabelle 5: Ergebnisse der DEB-Messungen für Gruppe 2.....	34

V. Abkürzungsverzeichnis

DE	Dorsalextension
PF	Plantarflexion
FMS	Functional Movement Screen
NASM	National Academy of Sports Medicine
MKD	Medial Knee Displacement
DEB	Dorsalextensionsbeweglichkeit
MDC	Minimal Detectable Change
ICC	Intraclass-Correlation

Vorwort

Im Rahmen unserer Ausbildung zu Physiotherapeutinnen an der Fachhochschule St. Pölten war es unsere Aufgabe eine Studie im physiotherapeutischen Bereich durchzuführen. Wir möchten uns an dieser Stelle bei allen herzlich bedanken, die uns auf diesem Weg unterstützen und begleitet haben und uns insbesondere beim Verfassen dieser Bachelorarbeit geholfen haben.

Allen voran gilt ein großes Dankeschön unserer Betreuerin Frau Barbara Wondrasch, PhD. Stets hat sie sich äußerst kompetent um unsere Fragen und unsere Anliegen gekümmert und uns während der Entstehung unserer Arbeit ausgezeichnet unterstützt.

Ebenfalls möchten wir uns recht herzlich bei Herrn Stefan Podar, MSc, für die Beratung und Betreuung bei der Vorbereitung der praktischen Durchführung der Arbeit bedanken. Ein besonderer Dank gilt auch seinem gesamten Team von „Fußballmedizin“ für die Möglichkeit, die praktische Durchführung im Rahmen ihrer Testungen gemeinsam durchzuführen.

Weiters möchten wir uns noch bei unserem Studienkollegen Matthias Bräuer für die große Hilfe und Unterstützung bei der Rekrutierung unserer Probanden bedanken. Auch unseren Korrekturleserinnen Carina Sandhofer und Melanie Kashofer sind wir sehr dankbar für ihre Hilfe. Neben unseren Familien und FreundInnen, möchten wir uns noch vor allem bei unseren Eltern und bei unserem jeweiligen Freund bedanken. Sie haben uns auf unserem Weg immer tatkräftig unterstützt und bestärkt.

Natürlich möchten wir uns in diesem Zuge auch noch bei den oberösterreichischen Fußballern, unseren Probanden, recht herzlich für die freiwillige Teilnahme und ihre geopfert Zeit bedanken. Ohne sie wäre die Durchführung der Studie nicht möglich gewesen.

Kashofer Marie, Lisa Sandhofer

Amstetten, am 08.03.2019

1 Einführung ins Thema (MK, LS)

Profisportler sollten zu jedem Zeitpunkt der Saison leistungsfähig sein und sich im Idealfall nicht verletzen. In der Praxis herrschen nicht immer diese idealen Bedingungen. Laut den Untersuchungen von Ekstrand, Hägglund und Walden (2011) erleidet ein Fußballer beispielsweise pro Saison im Durchschnitt zwei Verletzungen. Es ist daher wichtig, im Laufe der Saison immer wieder die Leistungsfähigkeit der SportlerInnen zu testen und somit ihr Verletzungsrisiko festzustellen.

Die Überkopfkniebeuge ist eine schwierige Übung, die gleichzeitig hohe Rumpfstabilität und ausgeprägte Mobilität in den Schultergelenken, der Brustwirbelsäule, den Hüftgelenken, den Kniegelenken und den Sprunggelenken erfordert (Bishop, Edwards, & Turner, 2016). Aufgrund ihres komplexen Anforderungsprofils eignet sich die Überkopfkniebeuge in der Leistungsdiagnostik besonders zur schnellen Ermittlung von auffälligen Kompensationsmustern, die einen Hinweis auf das Verletzungsrisiko der getesteten AthletInnen geben können (Bishop, Edwards, et al., 2016; Clifton, Grooms, & Onate, 2015).

Bell et al. (2012) vermuten als einen Grund der veränderten Ausführung der Überkopfkniebeuge eine verminderte Beweglichkeit der Dorsalextension (DE) im oberen Sprunggelenk. In ihrer Studie wird erläutert, dass die eingeschränkte DE in beiden Sprunggelenken bei der Überkopfkniebeuge eine negative Veränderung der Beinachse bewirkt und somit ein erhöhtes Verletzungsrisiko besteht. Auch Rabin und Kozol (2017) erörtern in ihrer Studie, dass die verminderte beidseitige DE eine Valgus-Stellung im Kniegelenk zur Folge haben kann. Da diese Valgus-Stellung im Kniegelenk eine unphysiologische Belastung der unteren Extremität bewirkt, besteht hier wieder ein Zusammenhang mit dem Verletzungsrisiko. Diesen findet man ebenfalls in vielen anderen Literaturquellen (Bishop, Edwards, et al., 2016; Dill, Begalle, Frank, Zinder, & Padua, 2014; Lima et al., 2018; Padua, Bell, & Clark, 2012). Die einseitige Bewegungseinschränkung im oberen Sprunggelenk, insbesondere ihre Auswirkungen auf die Qualität der Überkopfkniebeuge, wurden bisher noch nicht im Detail erforscht. Auf die Praxis bezogen tritt diese Einschränkung jedoch vor allem durch Sportverletzungen häufig auf (Luciano & Lara, 2012). TrainerInnen, TherapeutInnen, SportlerInnen und auch SportwissenschaftlerInnen würden von neuen Erkenntnissen hinsichtlich der Bedeutung einer einseitigen DE-Einschränkung für das Verletzungsrisiko profitieren.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die konkreten Auswirkungen einer einseitigen DE-Einschränkung im oberen Sprunggelenk auf die Qualität der Überkopfkniebeuge zu untersuchen. Dadurch werden neue Aspekte für das Training und auch für das Feststellen des Verletzungsrisikos von SportlerInnen aufgezeigt, die in der Praxis von großer Bedeutung sind.

2 Die Überkopfkniebeuge (MK)

Die Überkopfkniebeuge ist eine Form der Kniebeuge, bei der die Arme über dem Kopf gehalten werden. Durch den weiteren Bewegungsauftrag wird die klassische Kniebeuge erschwert. Dieses komplexe Anforderungsprofil an die SportlerInnen zeichnet diese Übung aus (Bishop, Villaire, & Turner, 2016). Es gibt aufgrund der unterschiedlichen Anwendungsbereiche verschiedene Ausführungsvarianten dieser Übung. Die grundlegende Ausführung bleibt jedoch immer dieselbe.

2.1 Ausführung der Überkopfkniebeuge (MK)

Die Ausführung der Überkopfkniebeuge unterscheidet sich je nach ihrem Einsatzgebiet. Für die Beurteilung der Bewegungsqualität, beispielsweise beim Functional Movement Screen (FMS), wie im Kapitel 2.3.1 erwähnt, wird nur eine Stange verwendet, die der/die Ausführende während der Übung mit breitem Griff über dem Kopf hält (Cook, Burton, Hoogenboom, & Voight, 2014). Andere Systeme zur Beurteilung verzichten auf die Stange und lassen ihre ProbandInnen nur die Arme über dem Kopf in endgradiger Flexion halten. Dabei wird weiters über die Ausrichtung der Handflächen entweder zueinander (Bishop, Edwards, et al., 2016) oder nach vorne (Post, Olson, Trigsted, Hetzel, & Bell, 2017) differenziert.

Ausführung ohne Stange und Gewicht:



Abbildung 1: Überkopfkniebeuge ohne Stange und Gewicht (Bishop, Villaire, et al., 2016)

Die grundlegende Ausführung startet mit einem hüft- bis schulterbreiten Stand und leicht nach außen oder gerade nach vorne ausgerichteten Füßen. Die Arme werden über den

Kopf gestreckt, wobei die Schultergelenke in Außenrotation und endgradiger Flexion eingestellt werden. Die Abwärtsbewegung in die tiefe Kniebeuge wird über eine Hüftbeugung eingeleitet. Der Oberkörper bleibt dabei aufrecht und die Arme werden in der Ausgangsstellung gehalten. Am tiefsten Punkt der Bewegung, wie in Abbildung 1 zu sehen, wird für eine Sekunde innegehalten. Die aufsteigende Bewegung zurück in die Ausgangsposition erfolgt durch Streckung der Hüft- und Kniegelenke. Während der gesamten Bewegungsausführung werden die Arme in deren Längsrichtung nach oben geschoben, um die Schultergürtelmuskulatur zu aktivieren. Zusätzlich dürfen die Fersen nicht den Kontakt zum Boden verlieren (Auferoth & Joseph, 1988; Cook et al., 2014; Monteiro et al., 2017).

Ausführung mit Stange:



Abbildung 2: Überkopfkniebeuge mit Stange (McMillian et al., 2016)

Verwendet man bei der Ausführung eine Stange wird die Griffbreite bestimmt, indem die Stange auf dem Kopf abgelegt und mit 90 Grad Abduktion in der Schulter und 90 Grad Flexion im Ellbogen gehalten wird. Aus dieser Position wird die Stange durch Ellbogenstreckung und Außenrotation überkopf gedrückt. Danach erfolgt die Ausführung wie oben beschrieben. Die Haltung der Stange in der tiefen Kniebeuge sollte in etwa Abbildung 2 entsprechen. Diese Art der Ausführung wird, wie bereits erwähnt, beim FMS angewendet (Cook et al., 2014).

Ausführung mit Gewicht:



Abbildung 3: Überkopfkniebeuge mit Gewicht (Aspe & Swinton, 2014)

Bei der Ausführung mit Zusatzgewicht erhält man die standardisierte Griffbreite, indem die Arme mit 90 Grad Flexion in der Schulter gerade nach vorne ausgestreckt werden und die Distanz von einem Ellbogen über den Rücken zum anderen Ellbogen gemessen wird. Dieser Abstand kann dann mit Kreide auf der Langhantelstange markiert werden (Auferoth & Joseph, 1988). Danach gibt es zwei Varianten die Langhantelstange aufzunehmen. Einerseits besteht die Möglichkeit sie vom Boden in einer schnellen Bewegung bis auf Schulterhöhe hochzuziehen und dann über den Kopf zu stemmen („hochzureißen“). Von dieser Variante stammt auch der Begriff „Reißkniebeuge“ ab. Hier fordert man zusätzlich die Schnellkraft in Armen und Beinen. Andererseits kann die Hantelstange auch aus einem Squat Rack herausgehoben werden, um danach die Stange aus dem Nacken hochzudrücken. Ein Qualitätskriterium bei der Überkopfkniebeuge mit Zusatzgewicht ist die Position der Hantelstange über den Sprunggelenken beziehungsweise den Füßen in der Seitenansicht (Auferoth & Joseph, 1988; McMillian, Rynders, & Trudeau, 2016). In Abbildung 3 ist die Ausführung der Überkopfkniebeuge mit einer Langhantelstange und Zusatzgewicht zu sehen. In dieser Ansicht ist die hohe erforderliche Beweglichkeit in den großen Gelenken deutlich sichtbar.

Bishop et al (2016) betonen in ihrem Artikel, dass besonders bei der Feststellung der Bewegungsqualität zusätzliches Gewicht für die Identifikation von Bewegungsfehlern und individuellen Kompensationsstrategien von Bedeutung ist. Somit kommen Auffälligkeiten zum

Vorschein, die ohne Gewicht nicht sichtbar wären. Auch im Trainingsbereich wird die Überkopfkniebeuge mit Langhantelstange und Gewichten ausgeführt. Hauptsächlich ist diese Variante der Überkopfkniebeuge aus dem Gewichtheben oder vom Crossfit bekannt.

2.2 Voraussetzungen der Überkopfkniebeuge (MK)

Wie bereits zuvor erwähnt, erfordert die Überkopfkniebeuge ein hohes Maß an konditionellen und koordinativen Fähigkeiten. Unter anderem werden die Koordination und das Gleichgewicht durch die verringerte Stabilität auf die Probe gestellt. Doch auch die Rumpfstabilität und die Mobilität in den Hauptgelenken sind wichtig um die Überkopfkniebeuge korrekt ausführen zu können (Bishop, Villaire, et al., 2016).

2.2.1 Mobilität in den Schlüsselgelenken (MK)

Eine Voraussetzung für die Ausführung der Überkopfkniebeuge ist die Mobilität in den Schlüsselgelenken. Die von Bishop, Villaire und Turner (2016) genannten Schlüsselgelenke sind die Brustwirbel-, Schulter-, Hüft-, Knie- und Sprunggelenke. In all diesen Gelenken beeinflusst eine verringerte Beweglichkeit die Qualität der Überkopfkniebeuge maßgeblich. Die Schultergelenke müssen genug Bewegung zulassen, um die Stange auch in der tiefen Kniebeuge hinter dem Kopf über den Sprunggelenken zu zentrieren und so den Körperschwerpunkt möglichst in der Mitte zu halten. Die Brustwirbelsäulenbeweglichkeit in die Extension wirkt in diesem Fall als beitragender Faktor. Die Hüft-, Knie- und Sprunggelenke beeinflussen durch ihr Bewegungsausmaß die Tiefe der Kniebeuge und somit deren Qualität. Liegt in einem dieser Gelenke eine Einschränkung vor, kommt es zu kompensatorischen Aktivitäten, wie einer Beckenkipfung nach ventral (Schoenfeld, 2010). Wenn zusätzlich noch eine Extensionseinschränkung der Brustwirbelsäule gegeben ist, kann in weiterer Folge eine Oberkörpervorlage entstehen. Daraus resultiert meist ein Gleichgewichtsverlust, der die korrekte Ausführung der Überkopfkniebeuge unmöglich macht (Bishop, Edwards, et al., 2016).

2.2.2 Rumpfkraft und -stabilität (MK)

Eine Besonderheit der Überkopfkniebeuge ist die erhöhte Rumpfstabilität, die bei der Ausführung erforderlich ist. Diese Anforderung ergibt sich vor allem durch die zusätzliche Aufgabe, das Gewicht der Arme beziehungsweise einer Langhantelstange über dem Kopf zu halten. Hasegawa (2004) begründet durch diese Besonderheit die erhöhte Rumpfkraft bei der Überkopfkniebeuge auf zwei Arten. Erstens verschiebt sich der Körperschwerpunkt durch die Armposition, besonders bei der Ausführung mit Gewicht, um ein Stück nach oben und befindet sich dadurch nicht mehr in der Mitte des Rumpfes. Dadurch sind erhöhte

Gleichgewichtsreaktionen erforderlich, die den Rumpf aktivieren. Zweitens kommt es bei der Ausführung der Überkopfkniebeuge zu einer Extension der Brustwirbelsäule, wodurch sich die Bauchmuskulatur reaktiv aktiviert.

Bishop et al. (2016) begründen die vermehrte Rumpfaktivität in ihrem Artikel mit der Hypothese, dass durch die endgradige Flexion der Schulter der M. latissimus dorsi an seine Grenzen der Flexibilität gebracht wird. Aufgrund seines Ursprungs an der Crista iliaca „zieht“ der Muskel das Becken in eine Ventralneigung. Die ventrale Bauchmuskulatur reagiert daraufhin mit vermehrter Aktivität, um eine korrektive Bewegung in Richtung Dorsalneigung des Beckens einzuleiten beziehungsweise weitere Ventralneigung zu verhindern.

2.2.3 Beinachse (MK)

Eine weitere Voraussetzung für die optimale Ausführung der Überkopfkniebeuge ist die korrekte Beinachse während der Bewegung. Die Beinachse kann sich aufgrund verschiedener Ursachen bei der Ausführung verändern. Padua et al. (2012) zählen im Zusammenhang mit Knie-Valgus verschiedenste neuromuskuläre Eigenschaften zu den Verursachern der Beinachsenabweichung. Sie nennen die verringerte Aktivität der Glutealmuskulatur, die erhöhte Aktivität der Adduktoren oder eine eingeschränkte DE des Sprunggelenks als mögliche Gründe. Diese Behauptungen decken sich mit den Aussagen von Bell, Oates, Clark, und Padua (2013). In ihrem Artikel begründen sie die Entstehung des Knie-Valgus mit einer Kombination von Femur-Adduktion und -Innenrotation sowie Tibia-Innenrotation bedingt durch Veränderungen in den proximalen und distalen Gelenken. Zu diesen Gelenken zählen für Bell et al. (2016) Rumpf-, Hüft- und Sprunggelenk. Eine Abweichung der Beinachse wird mit einer erhöhten Anfälligkeit für Rupturen des vorderen Kreuzbandes in Verbindung gebracht. Kommt es durch einen oder mehrere der zuvor genannten Faktoren zu einer Veränderung der Beinachse in Richtung Knie-Valgus, so ist das Verletzungsrisiko des vorderen Kreuzbandes erhöht (Padua et al., 2012).

2.3 Einsatz der Überkopfkniebeuge (MK)

Die Überkopfkniebeuge wird sowohl für die Beurteilung der Bewegungsqualität, als auch zur Verbesserung der Bewegungsqualität eingesetzt. Sie fordert die SportlerInnen heraus und bringt sie an ihre koordinativen und konditionellen Grenzen (Bishop, Villaire, et al., 2016).

2.3.1 Beurteilung der Bewegungsqualität (MK)

Für die Beurteilung der Bewegungsqualität wird die Überkopfkniebeuge in mehreren Systemen zur Überprüfung der körperlichen Verfassung angewendet. Hierbei tritt sie in der

Ausführungsvariante ohne Gewicht unter anderem beim FMS, den Beurteilungskriterien der National Academy of Sports Medicine (NASM) oder auch als Teil des Movement Competency Screen (MCS) auf. Im Screening für Kraft und Beweglichkeit wird von Bishop et al. (2016) empfohlen, sich die Überkopfkniebeuge bei erfahrenen AthletInnen auch unter dem Einfluss von Gewicht und Schnelligkeit anzusehen, um durch diese veränderten Bedingungen potenziell schädliche Bewegungsmuster aufzudecken. Zusätzliches Gewicht verändert dabei eher die Lage des Körperschwerpunkts, während zusätzliche Geschwindigkeit die Bewegungslinie ändert. Beides können mögliche Steigerungsformen im Screeningprozess sein (Bishop, Villaire, et al., 2016).

Functional Movement Screen (LS)

Der FMS ist ein System, welches TrainerInnen, TherapeutInnen und SportwissenschaftlerInnen ermöglicht das fundamentale Bewegungsverhalten von TeilnehmerInnen einschätzen zu können (Cook et al., 2014). Dieses System stellt ein entscheidendes Werkzeug dar, um herauszufinden, ob ein/eine AthletIn dazu bereit ist wieder in seine Sportart zurückzukehren. Darüber hinaus bietet es einen alternativen Zugang zur Verletzungsprävention.

Der FMS besteht aus sieben Übungen welche sowohl Mobilität als auch Stabilität erfordern. Diese sieben Übungen sind der Hurdle Step, der Inline Lunge, die Shoulder Mobility, der Active Straight-Leg Raise, der Trunk Stability Push-Up, die Rotatory Stability und der Deep Squat, welcher in Abbildung 4 zu sehen ist (Clifton et al., 2015). Der Deep Squat ist im FMS die englische Bezeichnung für die Überkopfkniebeuge.

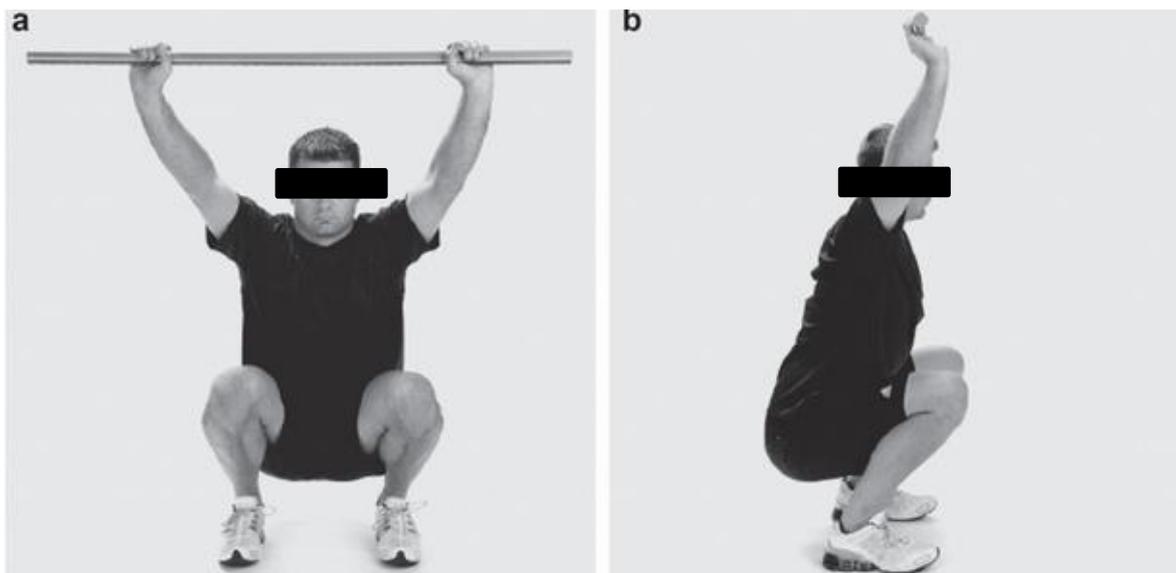


Abbildung 4: Deep Squat im FMS (Cook et al., 2014)

Das Ergebnis des FMS besteht aus vier unterschiedlichen Möglichkeiten (Cook et al., 2014). Die Skala reicht von null bis drei, wobei drei das beste und null das schlechteste Ergebnis darstellt. Ein Ergebnis der Stufe null ist immer gegeben, wenn die ProbandInnen Schmerz während des Bewegungsmusters verspüren. Die Qualität der Ausführung ist dabei nicht relevant. Wenn also Schmerz auftritt, wird Stufe null erreicht und die schmerzhafte Zone wird notiert. Diese Stufe braucht eine genauere Einschätzung durch den/die durchführende/-n TrainerIn und somit eine alternative Testung. Die Stufe eins wird erreicht, wenn die ProbandInnen nicht fähig sind das Bewegungsmuster zu vollenden. Die Stufe zwei wird erreicht, wenn die ProbandInnen das Bewegungsmuster vollenden können, aber in irgendeinem Gelenk des Körpers kompensieren müssen, um die Endposition zu erreichen. Die Stufe drei wird erreicht, wenn die ProbandInnen in die Endstellung kommen ohne in irgendeinem Gelenk des Körpers zu kompensieren und die Bewegungserwartungen erfüllen. Am Ende werden die Punkte aller sieben Übungen addiert. Das beste Ergebnis des FMS ist somit 21. Im FMS werden beide Seiten bewertet, aber es wird nur das niedrigere Ergebnis von beiden Seiten für das Punktesystem herangezogen. Trotzdem ist es wichtig Seitenunterschiede zu notieren (Cook et al., 2014). Dafür gibt es ein vorgefertigtes „Scoring Sheet“ welches in Abbildung 5 dargestellt ist.

THE FUNCTIONAL MOVEMENT SCREEN

SCORING SHEET

NAME _____ DATE _____ DOB _____

ADDRESS _____

CITY, STATE, ZIP _____ PHONE _____

SCHOOL/AFFILIATION _____

SSN _____ HEIGHT _____ WEIGHT _____ AGE _____ GENDER _____

PRIMARY SPORT _____ PRIMARY POSITION _____

HAND/LEG DOMINANCE _____ PREVIOUS TEST SCORE _____

TEST	RAW SCORE	FINAL SCORE	COMMENTS
DEEP SQUAT			
HURDLE STEP	L		
	R		
INLINE LUNGE	L		
	R		
SHOULDER MOBILITY	L		
	R		
IMPINGEMENT CLEARING TEST	L		
	R		
ACTIVE STRAIGHT-LEG RAISE	L		
	R		
TRUNK STABILITY PUSHUP			
PRESS-UP CLEARING TEST			
ROTARY STABILITY	L		
	R		
POSTERIOR ROCKING CLEARING TEST			
TOTAL			

Raw Score: This score is used to denote right and left side scoring. The right and left sides are scored in five of the seven tests and both are documented in this space.

Final Score: This score is used to denote the overall score for the test. The lowest score for the raw score (each side) is carried over to give a final score for the test. A person who scores a three on the right and a two on the left would receive a final score of two. The final score is then summarized and used as a total score.

380

Abbildung 5: Scoring Sheet des FMS (Cook et al., 2014)

Wenn ProbandInnen einen Wert unter drei erreichen, muss herausgefunden werden welcher Faktor für die negative Beeinflussung der Performance verantwortlich ist. Die Dokumentation ist gut möglich, wenn man die Einschränkung mit einem Goniometer misst. Vorhergehende Testungen zeigen, dass ein Ergebnis der Stufe zwei meist auf eine nebensächliche Einschränkung hinweist. Das Erreichen der Stufe eins lässt auf eine große Einschränkung schließen (Cook et al., 2014).

Beurteilungskriterien der National Academy of Sports Medicine (MK)

Eine weitere Verwendung der Überkopfkniebeuge findet sich in der Beurteilungsmethode der NASM. Diese besteht aus einer Tabelle, in der einzelne Körperbereiche mit ihren möglicherweise vorkommenden Kompensationsbewegungen aufgelistet werden. Zusätzlich befinden sich in den Spalten daneben die potenziellen Ursachen für die jeweiligen Ausweichbewegungen und Vorschläge für Übungen, um diese zu verbessern. Die Beurteilung der

Ausführung erfolgt aus drei Ansichten, in denen die Aufmerksamkeit bestimmten Körperbereichen gewidmet wird. Von vorne werden das Knie- und Hüftgelenk, von der Seite der Rumpf, die Arme und der Kopf und von hinten der Rumpf und die Füße beurteilt (Clark, Lucett, & Sutton, 2014).

Bishop, Edwards und Turner (2016) adaptierten in ihrem Artikel diesen Beurteilungsbogen, um mithilfe der gefundenen Ausweichbewegungen eine repräsentative Bewertung zu erhalten. Diese adaptierte Beurteilungsmethode für die Überkopfkniebeuge basiert auf einem Bewertungssystem, bei dem für jedes Kompensationsmuster Punkte vergeben werden. Eine Bewertung von null Punkten beschreibt demnach eine fehlerfrei ausgeführte Überkopfkniebeuge. Die Anweisung an die ProbandInnen bei der Ausführung der Überkopfkniebeuge lautet barfuß so tief wie möglich in die Kniebeuge zu gehen und die Arme dabei mit den Handflächen nach vorne über den Kopf gestreckt zu halten (Bishop, Villaire, et al., 2016; de la Motte, Gribbin, Lisman, Beutler, & Deuster, 2016).

Table 3. Proposed grading criteria for the overhead squat assessment (guided by suggestions from the NASM)^{9,10}

JOINT	COMPENSATION	LEFT	RIGHT	NOTES
Foot/ankle	External rotation	○	○	
	Feet flatten	○	○	
	Heel raise	○	○	
Knee	Valgus	○	○	
	Varus	○	○	
LPHC	Forward lean		○	
	Lumbar arching		○	
	Lumbar rounding		○	
Shoulder	Arms fall forward	○	○	
	Elbows flex	○	○	
Head	Protruding		○	
Score: Left/Right				
Total score:				

Abbildung 6: Beurteilungskriterien für die Überkopfkniebeuge in Anlehnung an die Vorschläge der NASM (Bishop, Edwards, et al., 2016)

2.3.2 Verbesserung der Bewegungsqualität (MK)

Die Überkopfkniebeuge wird aufgrund ihres komplexen Anforderungsprofils nicht nur als diagnostisches Mittel für die Beurteilung der Bewegungsqualität verwendet, sondern genauso als Übung zur Verbesserung der Kraft, Koordination und Beweglichkeit. Daher wird die Überkopfkniebeuge auch im Rehabilitationsbereich eingesetzt (Monteiro et al., 2017).

Vielen ist der Overhead Squat, so bezeichnet man die Überkopfkniebeuge im englischsprachigen Raum, aus dem Bereich des Gewichthebens oder vom Crossfit bekannt. Dieser

agiert bei so mancher Übung im Gewichtheben, wie beispielsweise dem Snatch, auch genannt Reißen, als Grundkomponente. Beim Reißen wird die Langhantelstange mit Gewicht vom Boden in einem Zug in die Überkopf-Position hochgerissen und anschließend dort gehalten. Währenddessen wird eine tiefe Kniebeuge ausgeführt.

Doch auch in anderen Sportarten wird die Überkopfkniebeuge zur allgemeinen Verbesserung der Bewegungskompetenz verwendet. Wie im Kapitel 2.2 „Voraussetzungen der Überkopfkniebeuge“ beschrieben, erfordert die Überkopfkniebeuge ein hohes Maß an Beweglichkeit, Rumpfstabilität und Koordination. Durch die Überkopf-Position der Arme muss der/die AthletIn während der gesamten Ausführung seine/ihre Schulter- sowie Armmuskulatur am Ende des Bewegungsausmaßes des Schultergelenks aktivieren, um das Gewicht kontrolliert halten zu können. Somit verbessert sich die funktionelle Muskelaktivität des M. trizeps brachii, M. deltoideus und M. trapezius. Diese Auswirkung kann in Sportarten mit erhöhter Belastung der Schultergelenke eine präventive Verwendung der Überkopfkniebeuge befürworten (Auferoth & Joseph, 1988). Des Weiteren kommt es durch das Trainieren der Überkopfkniebeuge zu einer Verbesserung der Rumpfstabilität, weil die Rumpfspannung während der gesamten Bewegungsabfolge unter zusätzlichem Einfluss von Gewicht gehalten werden muss. Dadurch bietet sich durch die Überkopfkniebeuge eine weitere Möglichkeit, abseits von Situps und Planks, die funktionelle Rumpfstabilität zu trainieren (Hasegawa, 2004). Auch Kafke und Jenewein (2013, S. 77) erwähnen in ihrem Buch „Functional Fitness für Radsportler“ die Überkopfkniebeuge als besonders fordernde Übung für die Verbesserung der Beweglichkeit und Rumpfstabilität bei RadsportlerInnen.

3 Einfluss des Sprunggelenks (LS)

Der Fuß besteht aus 26 Fußknochen, die gemeinsam durch 33 gelenkige Verbindungen zusammenhängen. Das Sprunggelenk ist eines dieser 33 gelenkigen Verbindungen und wird grob gesagt vom Unterschenkel und vom Fuß gebildet (Brockett & Chapman, 2016). Obwohl häufig von „dem Sprunggelenk“ gesprochen wird, setzt es sich aus dreieinzelnen Gelenken zusammen, dem Art. subtalaris, dem Art. talocruralis und dem Art. talocalcaneonavicularis.

Das Art. talocruralis, auch „oberes Sprunggelenk“ genannt, ist ein echtes Gelenk, welches von einer dünnen Kapsel umgeben ist (Brockett & Chapman, 2016). Die Gelenkflächen bilden die Malleolengabel der Tibia und Fibula und die Trochlea tali mit der Facies malleolaris medialis und lateralis (Platzer, 2013, S. 222). Laut Brockett und Chapman (2016) verhindert die Syndesmosis tibiofibularis die Bewegung zwischen der Fibula und der Tibia während Alltagsaktivitäten und behält die Stabilität zwischen den beiden Knochen bei. Der mediale Teil des oberen Sprunggelenks wird durch das Deltaband (Lig. collaterale mediale) stabilisiert. Dieses Band verhindert die Eversionsbewegung und den Valgus-Stress im Gelenk. Das Lig. collaterale laterale verhindert die Inversionsbewegung, den Varus-Stress und die Rotation in diesem Gelenk.

3.1 Biomechanik (LS)

Die Hauptbewegungen des Sprunggelenks, dargestellt in Abbildung 7, sind die Plantarflexion (PF) und die DE in der Sagittalebene, die Ab- und Adduktion in der Transversalebene und die In- und Eversion in der Frontalebene (Brockett & Chapman, 2016). Die Kombinationen dieser Bewegungen des oberen und unteren Sprunggelenks ergeben dreidimensionale Bewegungen, die Pronation und die Supination. Die Supination besteht aus der PF, Adduktion und Inversion des Fußes und die Pronation aus der DE, Abduktion und Eversion des Fußes.

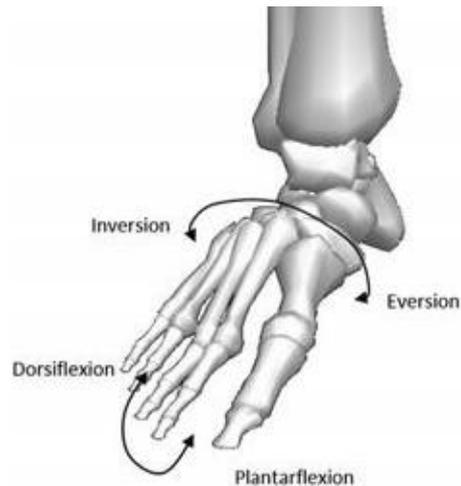


Abbildung 7: Bewegungen des Sprunggelenks (Brockett & Chapman, 2016)

Laut Platzer (2013, S. 222) ist das obere Sprunggelenk ein Scharniergelenk, welches für die Bewegung der DE und der PF zuständig ist. Brockett und Chapman (2016) äußern in ihrer Studie den Verdacht, dass es ein multiaxiales Gelenk ist, da während der DE eine Innenrotation und während der PF eine Außenrotation passiert. Studien von der Anatomie des Talus (Barnett & Napier, 1952) beweisen, dass es unzählige Bewegungsachsen gibt, während sich das Sprunggelenk bewegt. Seit 1950 heißt es, dass es eine PF-Achse gibt, welche nach schräg oben in Richtung der lateralen Seite des Sprunggelenks zeigt und eine DE-Achse, welche nach unten lateral geneigt ist. Diese beiden Achsen, dargestellt in Abbildung 8, sind in der Transversalebene gleich. In der Frontalebene können sie aber bis zu 30 Grad voneinander abweichen.

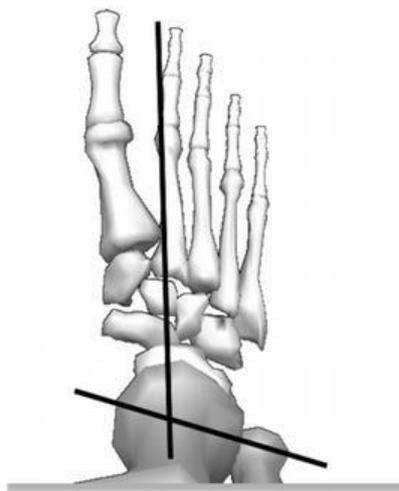


Abbildung 8: Rotationsachse in der Transversalebene (Brockett & Chapman, 2016)

3.2 Beweglichkeit im Sprunggelenk (LS)

Die Beweglichkeit im Sprunggelenk variiert signifikant zwischen den Individuen abhängig von den kulturellen Unterschieden und den Alltagsaktivitäten (Brockett & Chapman, 2016). Es gibt mehrere verschiedene Definitionen des normalen Bewegungsumfangs im Sprunggelenk. Die meiste Bewegung geschieht in der Sagittalebene durch die PF und die DE. Laut Brockett and Chapman (2016) entspricht ein Gesamt-Bewegungsumfang von 65 Grad – 75 Grad (10 – 20 Grad DE und 40 – 55 Grad PF) der Norm. Der Gesamt-Bewegungsumfang in der Frontalebene beträgt ca. 35 Grad (23 Grad Inversion und 12 Grad Eversion). Bell et al. (2012) beschreiben in ihrer Studie die „normale“ Dorsalextensionsbeweglichkeit (DEB) im Sprunggelenk zwischen 10 und 25 Grad. Laut Kenyon und Kenyon (2014, S. 91) bewegt das obere Sprunggelenk in 50 – 60 Grad PF und 15 – 20 Grad Dorsalextension. Die Normwerte der Inversionsbeweglichkeit betragen 30 – 40 Grad und der Eversionsbeweglichkeit 15 – 20 Grad. Auch die Methode, welche für die Messung der Beweglichkeit genutzt wird, spielt eine Rolle für das Bewegungsausmaß im oberen Sprunggelenk. Dabei gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten, die gewichttragende und die nicht-gewichttragende Messmethode. Beide Messmethoden haben Vorteile, weshalb oft mit beiden gearbeitet wird (Rabin & Kozol, 2017).

3.2.1 Beidseitige Dorsalextensionseinschränkung (LS)

Die verminderte DEB im oberen Sprunggelenk tritt in der Praxis hauptsächlich aufgrund von beidseitigen muskulären Einschränkungen der Wadenmuskulatur auf (Bell et al., 2013, 2012; Macrum, Bell, Boling, Lewek, & Padua, 2012; Padua et al., 2012). Welche Muskeln genau betroffen sind, unterscheidet sich in den Studien jedoch. Bell et al. (2012) schreiben die Einschränkung dem M. Gastrocnemius zu, da diese bei der Messung mit gestrecktem Knie auftritt. Auch die Studie von Bell u.a. (2013) gibt Hinweise darauf, dass die Dehnbarkeit des M. Gastrocnemius die Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk beeinflussen kann. In ihrer Studie verbesserte sich die DEB im Sprunggelenk bei gestrecktem Knie aufgrund eines Dehnprogramms des M. Gastrocnemius. In der Studie von Padua, Bell, und Clark (Padua et al., 2012) wird die limitierte DEB im Sprunggelenk auch dem M. Gastrocnemius aufgrund seiner Überaktivität und seines hohen Tonus zugeschrieben. Macrum et al. (2012) messen wiederum eine vermehrte Aktivität des M. Soleus, welchen sie als Grund für die Limitation angeben.

Es gibt bereits mehrere Studien, welche die Auswirkungen dieser bilateral verminderten DE auf die Beinachse erforschen. Bell et al. (2012) untersuchten in ihrer Studie die Verbindung zwischen der Valgus-Stellung im Kniegelenk und den daraus entstehenden Pathologien. In

der Studie gehen sie vor allem auf den Patellofemorale Schmerz als chronische Folge und auf die Ruptur des vorderen Kreuzbandes als akute Folge der Valgus-Stellung im Kniegelenk ein. Die Faktoren welche die Valgus-Stellung im Kniegelenk beeinflussen sind laut Bell et al. (2012) sowohl die Beweglichkeit im Hüftgelenk, als auch die Adduktion und Außenrotation der Tibia, welche durch die eingeschränkte DE im oberen Sprunggelenk hervorgerufen wird. Auch die Studie von Padua et al. (2012) weist auf die verminderte DEB als einen der Gründe für den Knievalgus hin. Ihre Hypothese besagt, dass durch die verkürzte überaktive Wadenmuskulatur eine beidseitige DE-Einschränkung passiert. Die verminderte Beweglichkeit in der Sagittalebene wird dann in der Frontalebene kompensiert, also in der Pronation und Innenrotation der Tibia. Dies erhöht die Valgus-Stellung im Kniegelenk und somit auch das Risiko für mehrere Verletzungen der unteren Extremität. Dill et al. (2014) beschäftigten sich in ihrer Studie mit den Auswirkungen einer eingeschränkten DE auf die ACL-Belastung durch Knievalgus und Knieflexion. Sie fanden heraus, dass das Verbessern der Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk eine bedeutende Methode ist, um riskante Bewegungsmuster zu minimieren. Laut Macrum et al. (2012) ist die Bewegung in der Frontalebene eine kombinierte Bewegung aus mehreren Gelenken (Hüft-, Knie- und Sprunggelenk). Die eingeschränkte DE im Sprunggelenk besteht bei Patienten mit Patellofemoralem Schmerz. Das Risiko Patellofemorale Schmerz aufgrund einer eingeschränkten DE zu bekommen, schreibt man einer Reihe von biomechanischen Kompensationen durch dieses Extensionsdefizit zu. Die eingeschränkte Beweglichkeit minimiert die Fähigkeit, eine tiefe Kniebeuge auszuführen. Um mehr Bewegungsumfang zu bekommen, kompensiert man mit mehr Pronation und Innenrotation der Tibia im unteren Sprunggelenk. Die vermehrte Innenrotation der Tibia geht mit einer vermehrten Innenrotation der Hüfte einher, was mit einer verstärkten Valgus-Stellung im Kniegelenk in Verbindung gebracht wird (Macrum et al., 2012). In der Studie von Bell et al. (2013) wird ebenfalls die Verbindungslinie zwischen der verminderten DEB im Sprunggelenk und dem erhöhten Knievalgus bei Belastung gezogen. Das Verletzungsrisiko des vorderen Kreuzbandes ist so enorm erhöht.

Zusammengefasst beweisen die oben genannten Studien, dass die verminderte DEB im oberen Sprunggelenk die Beinachse negativ beeinflusst und somit das Verletzungsrisiko erhöht ist. In diesen Studien wird die beidseitige Bewegungseinschränkung muskulären Verkürzungen des M. Gastrocnemius oder des M. soleus zugeschrieben (Bell et al., 2013, 2012; Dill et al., 2014; Macrum et al., 2012; Padua et al., 2012).

3.2.2 Einseitige Dorsalextensionseinschränkung (LS)

Die einseitige DE-Einschränkung passiert in der Praxis meist aufgrund von traumatischen Ereignissen, orthopädischen Fehlstellungen oder neurologischen Erkrankungen (López-Valenciano et al., 2017). Laut der Studie von Luciano und Lara (2012) stellen das Umknicken mit 49 % der Sportverletzungen und die Frakturen mit 25% der Sportverletzungen die häufigsten dar. In der Abbildung 9 sind alle häufigen Sportverletzungen grafisch dargestellt. Beim Umknicken ist in 90% der Fälle der laterale Bandkomplex betroffen. Man spricht also meistens vom Supinationstrauma. Bei den Frakturen sind die Weberfrakturen mit 72% die häufigsten Brüche.

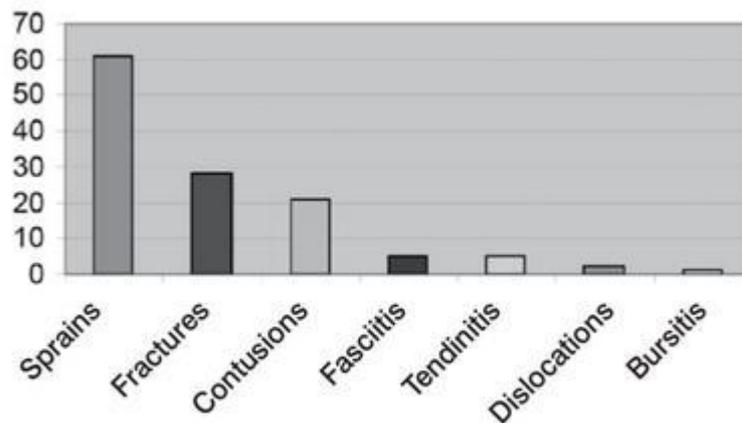


Abbildung 9: die häufigsten Sportverletzungen (Luciano & Lara, 2012)

In einem hohen Ausmaß an Wahrscheinlichkeit hinterlassen diese traumatischen Ereignisse eine einseitige Bewegungseinschränkung im oberen Sprunggelenk (López-Valenciano et al., 2017). Laut López-Valenciano et al. (2017) ist die Beweglichkeit ohne traumatischen Ereignis nahezu seitengleich. Rabin et al. (2015) beweisen in ihrer Studie aber, dass die Messmethode eine wichtige Rolle beim Vergleich des dominanten Beines mit dem nicht dominanten Bein spielt. Bei der nicht-gewichttragenden, passiven Untersuchung war nur bei acht von 64 Probanden ein Seitenunterschied von durchschnittlich 6,2 Grad messbar. Bei der gewichttragenden Messmethode war bei 45 von 64 Probanden ein Seitenunterschied von durchschnittlich 5,9 Grad vorhanden. Folglich ist es nicht immer klar, ob die einseitig verminderte Beweglichkeit von einem traumatischen Ereignis herbeigeführt wurde, oder ob diese dem Unterschied zwischen dem dominanten Bein und dem nicht dominanten Bein zuzuschreiben ist.

3.3 Fragestellung und Hypothesen (MK, LS)

Welche Auswirkungen die traumatisch hervorgerufene einseitige DE-Einschränkung auf die Bewegungsqualität hat, ist noch unerforscht. Deshalb ist die Forschungsfrage dieser Arbeit: „Wie beeinflusst eine einseitig eingeschränkte Dorsalextension im Sprunggelenk bei Profifußballern die Qualität der Überkopfkniebeuge im Vergleich mit Profifußballern ohne Bewegungseinschränkung?“ Die zahlreichen Studien, die beweisen, dass eine beidseitige DE-Einschränkung einen aktiven Knievalgus bei der Überkopfkniebeuge hervorruft, lassen darauf schließen, dass auch die einseitige Bewegungseinschränkung einen negativen Einfluss auf die Beinachse bei der Überkopfkniebeuge hat (Bell et al., 2013, 2012; Dill et al., 2014; Macrum et al., 2012; Padua et al., 2012). Auch eine Kompensation durch die Gewichtsverlagerung zum nicht betroffenen Bein hin ist zu erwarten. Da diese Kompensationen wieder einen großen Einfluss auf das Verletzungsrisiko haben, ist es wichtig zu untersuchen, welche Auswirkungen die einseitige Bewegungseinschränkung tatsächlich auf die Bewegungsqualität haben.

Das Ziel dieser Arbeit ist, die Auswirkungen der einseitigen DE-Einschränkung auf die Bewegungsqualität der Überkopfkniebeuge zu erforschen. Dies bringt neue Erkenntnisse für TrainerInnen, TherapeutInnen, SportlerInnen und auch SportwissenschaftlerInnen hinsichtlich der Bedeutung einer einseitigen DE-Einschränkung für die Bewegungsqualität. Dadurch werden neue Aspekte für das Training und auch für das Feststellen des Verletzungsrisikos von SportlerInnen aufgezeigt, die in der Praxis von großer Bedeutung sind.

4 Methodik (MK, LS)

4.1 Studiendesign und Ablauf der Studie

Bei dieser Studie handelt es sich um eine Cross-Sectional Studie. Dafür wurden männliche Fußballer einer Mannschaft der oberösterreichischen Bezirksliga getestet. Anhand der Messung der Sprunggelenksbeweglichkeit wurden die Probanden in zwei unterschiedliche Gruppen aufgeteilt. Dann wurde die qualitative Ausführung der Überkopfkniebeuge beider Gruppen beurteilt und verglichen. Alle diese Messungen fanden am 1. Dezember 2018 statt.

Zu Beginn der Studie wurden die Teilnehmer über den Inhalt, die Ziele und den Ablauf der Studie aufgeklärt. Weiters wurde den teilnehmenden Probanden vor dem eigentlichen Studienbeginn eine von der Rechtsabteilung der Fachhochschule St. Pölten verfasste Vereinbarung vorgelegt. Diese enthielt die rechtlichen Rahmenbedingungen der Studie und musste von jedem Probanden genau durchgelesen und unterzeichnet werden.

Um die notwendigen Daten über die Probanden zu erhalten, wurden diese über ihre Basisdaten befragt. Dazu mussten sie ein Datenblatt ausfüllen, welches den Namen, das Geburtsdatum, die Größe, das Gewicht und die bisherige Krankengeschichte beinhaltet. Des Weiteren waren sportartspezifische Angaben erforderlich.

Dann begannen die eigentlichen Messungen, wobei alle von den gleichen zwei Testerinnen durchgeführt wurden, die gleichzeitig auch die Leiterinnen der Studie waren. Im ersten Test wurde das dominante Bein der Probanden bestimmt. Danach wurde die DEB im Sprunggelenk der einzelnen Probanden mit einer gewichtstragenden und zweinicht-gewichtstragenden Messmethoden durchgeführt. Basierend auf der Studie von Bell et al. (2012) wurde die nicht-gewichtstragende Messmethode mit Knieflexion als Parameter für die Gruppeneinteilung definiert. In dieser Studie wird beschrieben, dass in Knieflexionsstellung kein Einfluss des M. Gastrocnemius auf die Sprunggelenksbeweglichkeit besteht. Die erste Gruppe bestand aus Probanden mit einer einseitigen DE-Einschränkung und die zweite Gruppe aus Probanden ohne eingeschränkter DEB im Sprunggelenk. Anschließend wurden die Probanden aufgefordert sich fünf Minuten am Ergometer aufzuwärmen. Die Intensität durften sie dabei selbst bestimmen. Nach dem Aufwärmen wurden Markerpunkte auf die Mitte der Patella und den zweiten Zehenstrahl der Probanden geklebt. Im nächsten Schritt wurde die Überkopfkniebeuge instruiert. Dafür wurde vorab ein Video gedreht, welches jedem Probanden zwei Mal gezeigt wurde. So wurde garantiert, dass jeder Proband dieselben Voraussetzungen hat. Die Überkopfkniebeuge wäre ursprünglich, basierend auf der Studie

von Bishop, Villaire und Turner (2016), mit einer Hantelstange von 10 kg und zwei Hantelscheiben von jeweils 5 kg durchgeführt worden. Für die Probanden dieser Studie wurde jedoch letztlich nur die Hantelstange mit 10 kg gewählt, da diese Hobbysportler mit unterschiedlichen Voraussetzungen waren und kein Verletzungsrisiko eingegangen werden sollte. Bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge wurden die Probanden von einer Kamera gefilmt. Danach wurden die erhobenen Daten ausgewertet.

4.2 Übersicht über die wesentlichen Arbeitsschritte

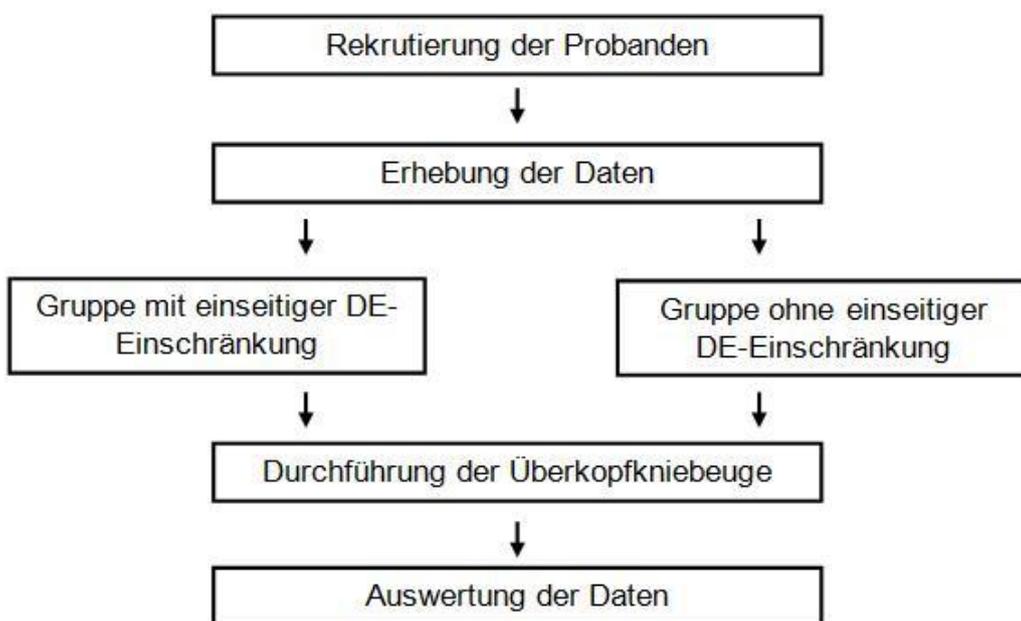


Abbildung 10: Übersicht über den geplanten Ablauf der Studie

4.3 Probandenrekrutierung und Beschreibung der Probandencharakteristika

Diese Studie erfolgte in Kooperation mit Fußballmedizin, einer Gruppe von drei Physiotherapeuten, einem Sportmasseur und einem Facharzt für Unfallchirurgie, die Leistungsdiagnostiken an SportlerInnen durchführen. Die Rekrutierung der Probanden begann am 5. Oktober 2018 im Zuge des ersten Treffens mit Stefan Podar, einem der Physiotherapeuten von Fußballmedizin. Dabei wurden die Methodik und der genaue Ablauf der Probandenrekrutierung besprochen. Im Rahmen ihrer Athletikprofiltestung stellte Fußballmedizin 20 männliche Probanden zur Verfügung, die freiwillig an der Studie teilnahmen. Es handelte

sich dabei um Spieler einer Mannschaft der oberösterreichischen Bezirksliga. Von den 20 Probanden wurden sechs Probanden zur ersten Gruppe mit einer einseitigen DE-Einschränkung im Sprunggelenk zugeteilt. Zehn Probanden konnten in die zweite Gruppe ohne eine DE-Einschränkung eingeteilt werden. Vier Probanden mussten aus der Studie ausgeschlossen werden.

4.4 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Gruppeneinteilung der Probanden erfolgte basierend auf den Messergebnissen der nicht gewichttragenden Sprunggelenksbeweglichkeit in Knieflexionsstellung. Die erste Gruppe bestand aus Fußballern mit einer einseitig eingeschränkten Beweglichkeit der DE im Sprunggelenk von weniger als 15 Grad. Die zweite Gruppe setzte sich aus Fußballern ohne jegliche Einschränkungen des Sprunggelenks zusammen. Dafür musste die DEB in beiden Sprunggelenken 15 Grad oder mehr betragen. Jede Messung wurde an jedem Bein drei Mal durchgeführt und der Durchschnittswert der jeweiligen Ergebnisse gerundet. Alle Probanden sollten zwischen 15 und 36 Jahre alt sein, um ähnliche physiologische Voraussetzungen zu garantieren. Des Weiteren sollten keine Verletzungen oder Operationen in der unteren Extremität oder der Wirbelsäule in den letzten sechs Monaten aufgetreten bzw. durchgeführt worden sein.

Gruppe 1:

Einschlusskriterien

- Eingeschränkte DEB eines Sprunggelenks (Range of Motion < 15 Grad)
- Nicht eingeschränkte DEB des anderen Sprunggelenks (Range of Motion > 15 Grad)
- Keine Pathologien in der unteren Extremität und der Wirbelsäule in den letzten sechs Monaten
- Alter zwischen 15 und 36 Jahren

Ausschlusskriterien

- Beidseitige Einschränkung der DEB (Range of Motion \geq 15 Grad)
- Keine Einschränkung in den Sprunggelenken
- Pathologien in der unteren Extremität und der Wirbelsäule in den letzten sechs Monaten
- Alter unter 15 und über 36 Jahren

Gruppe 2:

Einschlusskriterien

- Keine Einschränkung der DEB in beiden Sprunggelenken (Range of Motion \geq 15 Grad)
- Keine Pathologien in der unteren Extremität und der Wirbelsäule in den letzten sechs Monaten
- Alter zwischen 15 und 36 Jahren

Ausschlusskriterien

- Beidseitige Einschränkung der DEB (Range of Motion \geq 15 Grad)
- Einseitige Einschränkung der DEB (Range of Motion \geq 15 Grad)
- Pathologien in der unteren Extremität und der Wirbelsäule in den letzten sechs Monaten
- Alter unter 15 und über 36 Jahren

4.5 Ablauf der Messung und Intervention

Im folgenden Kapitel werden die unterschiedlichen Messungen genau beschrieben. Alle im Kapitel 4.1 Studiendesign und Ablauf der Studie erwähnten Arbeitsschritte sind hier in ihrer Durchführungsreihenfolge integriert.

Definition des dominanten Beines

Für die Bestimmung des dominanten Beines wurden drei Tests durchgeführt. Beim ersten Test wurde der Proband mit einem Stoß von hinten dazu gebracht einen Ausgleichsschritt nach vorne durchzuführen (siehe Abbildung 11, linkes Bild). Hierbei wurde das gewählte Bein aufgeschrieben. Im Zuge des zweiten Tests wurde der Proband aufgefordert einen Ausfallschritt nach vorne auszuführen (siehe Abbildung 11, mittleres Bild). Das gewählte Bein wurde wieder notiert. Für den letzten Test wurde der Fußballer gebeten auf eine Erhöhung zu steigen (siehe Abbildung 11, rechtes Bild). Das zuerst auf die Erhöhung gestellte Bein wurde notiert. Das am häufigsten gewählte Bein galt als dominantes Bein. Außerdem wurde im Zuge des Datenblatts (siehe Anhang) das dominante Bein erfragt.

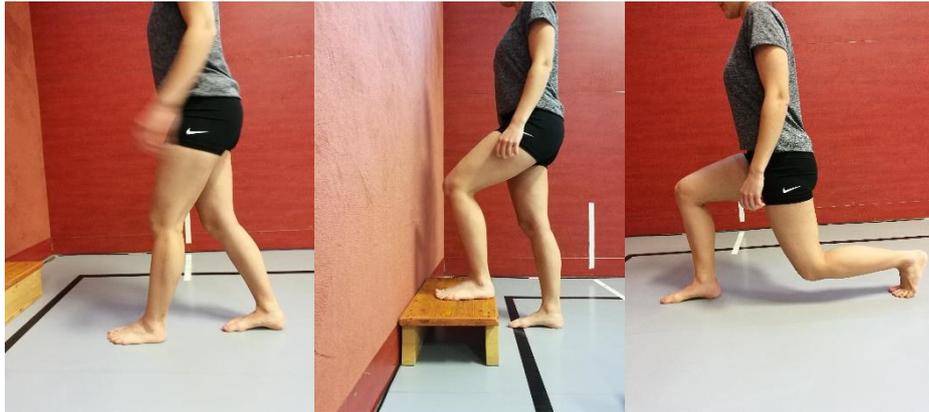


Abbildung 11: Testung dominantes Bein

Gewichtstragende Messung der DE

Die gewichtstragende Messmethode wurde wie in der Studie von Rabin und Kozol (2017) durchgeführt. Dafür wurden, wie in der Abbildung 12 zu sehen, eine 50 cm lange Linie im rechten Winkel zur Wand am Boden und eine 60 cm lange, vertikale Linie an der Wand darüber platziert. Der Proband musste den getesteten Fuß 25 cm entfernt von der Wand mit der Ferse und dem zweiten Zeh so platzieren, dass er die Linie berührt. Der nicht getestete Fuß durfte bequem hinter dem anderen abgestellt werden. Dieser musste den Boden berühren, durfte beim Durchführen des Ausfallschrittes aber mit der Ferse den Bodenkontakt verlieren. Außerdem war es den Probanden erlaubt sich an der Wand davor abzustützen, um das Gleichgewicht zu halten. Die Probanden wurden dann aufgefordert das vordere Knie so nahe wie möglich in Richtung Wand zu bewegen, währenddessen aber die Ferse des getesteten Beins fest in den Boden zu drücken. Wenn das Maximum an Bewegung ausgeschöpft war, ohne mit dem Knie nach medial abzuweichen, wurde diese mit einem Goniometer gemessen. Dabei wurde der Goniometer so angelegt, dass die frontotransversale Achse des Sprunggelenks durch sein Zentrum verlief. Der untere Schenkel wurde parallel zum lateralen Fußrand platziert, der obere Schenkel wurde mittig am lateralen Unterschenkel angelegt, sodass er zum Caput fibulae zeigte. Die Messung wurde pro Bein drei Mal durchgeführt und der Mittelwert wurde errechnet und gerundet. Um ein Bias zu vermeiden, wurden alle Messungen von derselben Person durchgeführt. In der Planung der Studie war vorgesehen, dass die zweite Testerin die oben genannten Qualitätskriterien kontrolliert. Dies war aus zeittechnischen Gründen nicht möglich.



Abbildung 12: gewichttragende Messmethode

Nicht-gewichttragende Messung der DE

Die nicht-gewichttragende Messung wurde grundsätzlich wie in der Studie von Bell et al. (2013) durchgeführt. Dabei wurde die Messung der DEB im Sprunggelenk sowohl mit flektiertem Knie (siehe Abbildung 13, linkes Bild) als auch mit extendiertem Knie (siehe Abbildung 13, rechtes Bild) durchgeführt, um den Einfluss des M. Gastrocnemius und des M. Soleus zu bestimmen (Bell et al., 2012). Die Probanden wurden in beiden Fällen dazu aufgefordert sich in Rückenlage auf eine Liege zu legen. Bei der Messung mit extendiertem Knie wurde unter der Ferse eine Schaumstoffrolle platziert, um eine endgradige Knieextension zu provozieren. Bei der Messung mit flektiertem Knie wurde die Schaumstoffrolle unter der Kniekehle platziert. Bei beiden Testungen brachte eine Testerin das Sprunggelenk passiv in eine endgradige DE und fixierte gleichzeitig das Knie, wie in Abbildung 13 zu sehen, um Ausweichbewegungen zu verhindern. Die andere Testerin, die bereits die gewichttragende Messung vorgenommen hatte, maß diese mit einem Goniometer. Dabei wurde der Goniometer so angelegt, dass die frontotransversale Achse des Sprunggelenks durch sein Zentrum verlief. Der untere Schenkel wurde parallel zum lateralen Fußrand platziert, der obere Schenkel wurde mittig am lateralen Unterschenkel angelegt, sodass er zum Caput fibulae zeigte. Die Messung wurde drei Mal durchgeführt und der Durchschnitt wurde errechnet und gerundet. Für die Gradangaben bei den Ein- und Ausschlusskriterien wurde das Messergebnis des nicht-gewichttragenden Tests in Knieflexionsstellung herangezogen, denn bei dessen Ausgangsstellung kann die Beeinflussung des Ergebnisses durch den M. Gastrocnemius ausgeschlossen werden (Bell et al., 2012).



Abbildung 13: nicht-gewichttragende Messmethode mit Knieflexion und -extension

Aufwärmen

Die Ausführung der Überkopfkniebeuge erfordert hohe Muskelaktivität. Deshalb wurde davor ein fünfminütiges Aufwärmprogramm am Fahrradergometer durchgeführt. Die Probanden wählten die Intensität dabei selbst mit dem Auftrag die Schwierigkeit leicht bis mittel zu halten.

Kleben der Markerpunkte

Für die Kontrolle der Beinachse wurde wie in der Studie von Bell et al.(2013) ein Markerpunkt auf der Patella geklebt, um das Zentrum des Kniegelenks zu kennzeichnen. Zusätzlich wurde ein Markerstreifen als Referenz auf den zweiten Zehenstrahl geklebt. Beide Klebestellen sind auf Abbildung 14 zu sehen. Zur besseren Erkennbarkeit des Markerpunktes am Kniegelenk wurde auf der Patella ein großflächiges weißes Tape geklebt. Um das Kniegelenkszentrum zu definieren, wurde im Sitzen mit 90 Grad Knieflexion der Kniegelenksspalt der Probanden palpiert. Danach wurde auf Höhe des Gelenksspalts die Mitte der Patella mit einem Maßband identifiziert. Dieser Punkt wurde mit einem Stift markiert. Dann wurde der Markerpunkt geklebt. Zusätzlich wurde als Referenz ein Markerstreifen auf den zweiten Zehenstrahl, kurz vor dem Grundgelenk der zweiten Zehe, geklebt. Vor dem Kleben der Markerpunkte wurde die gewählte Hautstelle desinfiziert und entfettet, um besseren Halt zu garantieren.

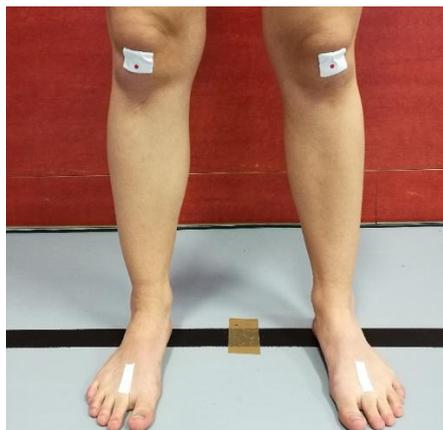


Abbildung 14: Kleben der Markerpunkte und -streifen

Beinachsenmessung

Für die Beurteilung der Beinachse wurde die Definition des Medial Knee Displacement (MKD), angelehnt an die Studie von Bell et al. (2013), als Richtwert herangezogen. Die Definition eines MKD beschreibt eine mediale Abweichung der Patella. Als Orientierungspunkt wurde der zweite Zehenstrahl herangezogen. Liegt die Projektionslinie der Patella weiter medial des zweiten Zehenstrahls, so spricht man per Definition von einem MKD. Zur Beurteilung der Ausföhrung wurde das AusmaÙ der Beinachsenabweichung in drei Werte eingeteilt: kein MKD, leichtes MKD, starkes MKD. Kein MKD bedeutet eine Projektion der Patella auf oder lateral der zweiten Zehe. Leichtes MKD trifft dann zu, wenn sich die Projektion der Patella auf der groÙen Zehe befindet. Starkes MKD bezeichnet alle Projektionen der Patella medial von der GroÙzehe. Jeder Proband föhrte die Aufgabe fñnf Mal durch. Es wurde dann von einem Knie-Valgus gesprochen, wenn das leichte oder starke MKD bei mindestens drei Ausföhrungen und mindestens einem Bein auftrat. Beurteilt wurde dabei der gesamte Bewegungsablauf der Kniebeuge. Zur Bewertung der Beinachse wurde die gesamte Ausföhrung der Überkopfkniebeuge auf eine Valgus-Stellung im Kniegelenk mit dem Programm Kinovea analysiert. Dazu wurde das Video zu dem Zeitpunkt der Überkopfkniebeuge gestoppt, an dem die am meisten ausgeprägte Valgus-Stellung im Kniegelenk zu sehen war. Dann wurde auf dem Standbild ein 90 Grad Winkel zwischen der Bodenmarkierung und dem Markerpunkt auf der Patella eingezeichnet. Die Abbildung 15 zeigt diesen rechten Winkel bei allen drei Kategorien für das MKD.

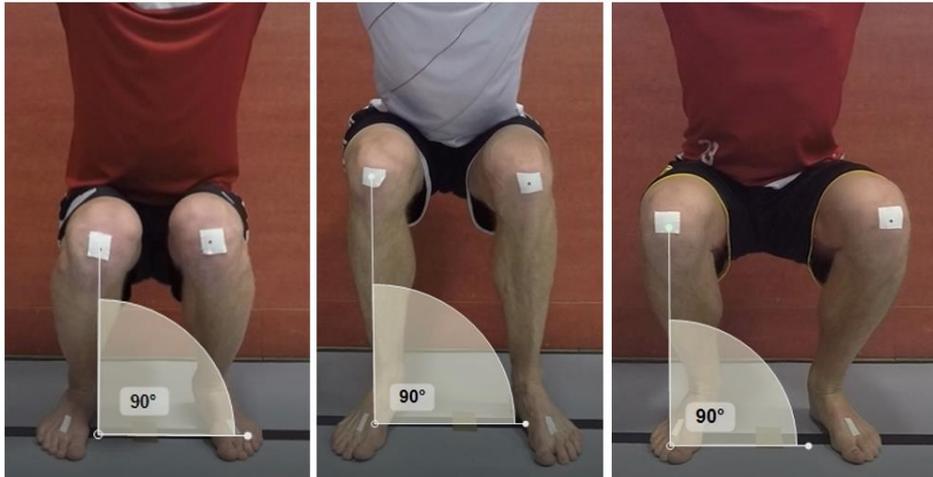


Abbildung 15: 90 Grad Winkel zum Boden bei starkem, leichtem und keinem MKD

Über den senkrechten Schenkel des 90 Grad Winkels wurde eine Linie gelegt. Somit erhielt man eine Projektionslinie von der Patella auf die Standfläche, die normal zum Boden steht. Die Abbildung 16 zeigt die Projektionslinie für die drei Arten des MKD.

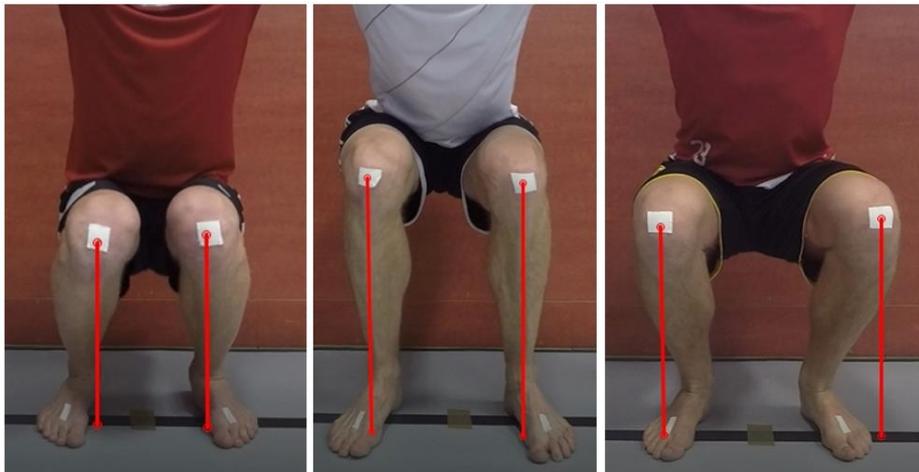


Abbildung 16: Projektionslinie von der Patella zum Boden bei starkem, leichtem und keinem MKD

In dieser Abbildung 16 ist deutlich die jeweilige Kategorie des MKD zuerkennen. Bei dem linken Probanden liegt der Endpunkt der Projektionslinie eindeutig medial des ersten Zehenstrahls. Dies gilt als starkes MKD. Bei dem Probanden in der Mitte liegt die Projektion der rechten Patella genau über dem ersten Zehenstrahl, weshalb dies als leichtes MKD eingestuft wurde. Im Bild des rechten Probanden ist zu erkennen, dass die Projektion der Patella auf beiden Seiten eindeutig lateral des zweiten Zehenstrahls liegt. Dieser Proband weist kein MKD auf. Die Auswertung selbst erfolgte zuerst getrennt. Jede Leiterin der Studie hat die Videos selbstständig angesehen und bewertet. Die Ergebnisse wurden dann verglichen und die Videos noch einmal gemeinsam beurteilt. Im Zweifelsfall wurde eine dritte

unabhängige Person zurate gezogen. Somit erfolgte anhand der Projektionslinie die Einteilung in kein MKD, leichtes MKD oder starkes MKD. Um die Beinachse angemessen bewerten zu können, wurden die fünf Ausführungen der Überkopfkniebeuge mit einer HD Videokamera von vorne aufgezeichnet. Die Kamera befand sich dafür etwa auf Kniehöhe (45 cm) und einen Meter entfernt von den Probanden, wie Abbildung 17 zeigt.



Abbildung 17: Kameraposition

Durchführung der Überkopfkniebeuge

Die Anleitung zur Bewegungsausführung der Überkopfkniebeuge ist vorab digital mittels eines Videos aufgenommen worden. Jeder Proband durfte das Video zwei Mal anschauen. So wurde garantiert, dass jeder Teilnehmer die gleichen Voraussetzungen hatte. Vor der Ausführung wurde die standardisierte Griffbreite, wie in der Studie von Cook et al. (2014), definiert, indem die Hantelstange über den Kopf gehalten wurde und die Griffbreite so angepasst wurde, dass die Unterarme parallel zueinander mit 90 Grad Flexion im Ellbogen standen. Die Probanden starteten mit einem hüft- bis schulterbreiten Stand und parallel ausgerichteten Füßen. Im nächsten Schritt wurden die Probanden aufgefordert die Hantelstange aus der Position über dem Kopf durch Ellbogenextension in die Höhe zu drücken. Wenn der Proband die Stange gut platziert hatte, startete die Messung und die Überkopfkniebeuge wurde durchgeführt. Am tiefsten Punkt der Bewegung musste für eine Sekunde innegehalten werden. Dieser ist in Abbildung 18 zu sehen. In dieser Position sollte der Knieflexionswinkel mindestens 90 Grad betragen. Dann erfolgte die aufsteigende Bewegung zurück in die Ausgangsposition. Die Fersen durften während des gesamten Bewegungsablaufes nicht abgehoben werden. Alle Probanden führten die Überkopfkniebeuge fünf Mal durch, wobei die Durchführung in der Frontalebene mit einer HD Videokamera aufgezeichnet wurde. Eine Wiederholung wurde dann als gültig gewertet, wenn in der

Sagittalansicht eine Knieflexion von mindestens 90 Grad festgestellt werden konnte. Dies kontrollierte eine der Testerinnen.



Abbildung 18: Ausführung der Überkopfkniebeuge

4.6 Auswertung der Daten

Alle gemessenen Daten wurden bei der Durchführung in einem Microsoft Excel Dokument gesammelt. Die Daten zur Beurteilung der Beinachse wurden nach der Analyse der Videos ergänzt. Für die Auswertung der Daten wurde das Programm „IBM SPSS Statistics Version 24“ verwendet. Die demografischen Daten und die Auswertung der Messung der DEB im Sprunggelenk wurden anhand deskriptiver Statistik analysiert und ausgewertet. Für die grafische Darstellung der Ergebnisse in Form von Tabellen und Diagrammen wurde abermals das Programm Microsoft Excel herangezogen. Für die Auswertung der Forschungsfrage war ursprünglich der Mann and Whitney U-Test gedacht. Bei der Studie handelt es sich um zwei unabhängige Gruppen. Der Standardtest, der dafür verwendet wird, ist der unabhängige T-Test. Da die erhobenen Daten nicht metrisch sind, sollte der Ersatztest herangezogen werden. Das Alpha-Niveau wurde im Vorhinein auf 5 Prozent festgelegt. Die Beurteilung der Beinachse erfolgte auf Basis von drei Ergebniskategorien. Daraus folgt, dass die Ergebnisse ordinalskalierte Daten sind. Da die Beinachse aber viel zu komplex ist, um sie in nur drei Stufen zu messen, könnte diese vereinfachte Einteilung die Studie verfälschen. Im Punkt 6.2 Limitationen der Arbeit wird auf diese Komplexität näher eingegangen. Auch die geringe Probandenanzahl mit sechs Probanden in Gruppe 1 und zehn Probanden in Gruppe 2 führen eventuell zur Verfälschung der Studie. Diese Limitation wird ebenfalls im

Punkt 6.2 thematisiert. Aufgrund der eben genannten Faktoren wurde die Forschungsfrage deskriptiv ausgewertet und es wurde auf eine statistische Überprüfung der Signifikanz verzichtet. Man kann somit nicht von signifikanten oder nicht signifikanten Ergebnissen sprechen, sondern nur von Tendenzen und Vermutungen. Vorab wurde die Forschungsfrage wie folgt definiert: „Wie beeinflusst eine eingeschränkte Dorsalextension im Sprunggelenk bei Profifußballern die Qualität der Überkopfkniebeuge im Vergleich mit Profifußballern ohne Bewegungseinschränkung?“

5 Ergebnisse (MK, LS)

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der statistischen Auswertung systematisch und sachlich mittels Tabellen und Grafiken dargestellt.

5.1 Demografische Daten

Für die Studie meldeten sich zu Beginn 20 freiwillige, männliche Probanden. Alle Probanden wurden, wie im Abschnitt 4.5 Ablauf der Messung und Intervention beschrieben, getestet und haben somit vollständig an der Studie teilgenommen. Das Durchschnittsalter der gesamten Gruppe betrug 25,25 Jahre ($\pm 4,89$ SD), wobei der jüngste Spieler 15 Jahre und der älteste Spieler 36 Jahre war. Die Probanden waren im Durchschnitt 78,58 kg ($\pm 8,74$ SD) schwer. Der Proband mit dem geringsten Gewicht wog 60,5 kg, der Spieler mit dem höchsten Gewicht wog 102 kg. Die durchschnittliche Größe der Probanden lag bei 182,40 cm ($\pm 5,16$ SD). Die geringste Körpergröße betrug 174 cm, die höchste Körpergröße betrug 190 cm. Die Probanden spielten durchschnittlich seit 16,90 Jahren ($\pm 4,12$ SD) Fußball, wobei die kürzeste Dauer der Fußballkarriere acht Jahre und die längste Dauer der Fußballkarriere 25 Jahre betrug.

Nachdem die Daten ausgewertet wurden, mussten vier Probanden aus der Studie ausgeschlossen werden. Drei von ihnen konnten aufgrund ihrer beidseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk keiner der beiden Gruppen zugeteilt werden und somit nicht in die Studie integriert werden. Einer musste aufgrund der mangelnden Einhaltung eines Durchführungskriteriums für die Überkopfkniebeuge aus der Studie ausgeschlossen werden. Den Kniegelenkwinkel von 90 Grad am tiefsten Punkt der Überkopfkniebeuge konnte der Proband nur mit gleichzeitigem Abheben der Fersen erreichen. Die demografischen Daten der übrigen 16 Probanden sind in der Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: demografische Daten der übrigen 16 Probanden

Demografische Daten	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter (Jahre)	15,00	36,00	24,50	5,24
Größe (cm)	174,00	190,00	181,69	5,44
Gewicht (kg)	60,50	102,00	78,22	9,77
Dauer der Fußballkarriere (Jahre)	8,00	23,00	16,06	3,87

5.2 Ergebnisse der Testung des dominanten Beines

Die Probanden mussten bei der Intervention drei Testungen für die Bestimmung des dominanten Beines durchführen. Das gewählte Bein wurde für jede Testung notiert und die am häufigsten verwendete Seite als das dominante Bein bestimmt. Die Ergebnisse der Testung sind in Abbildung 19 zu sehen.

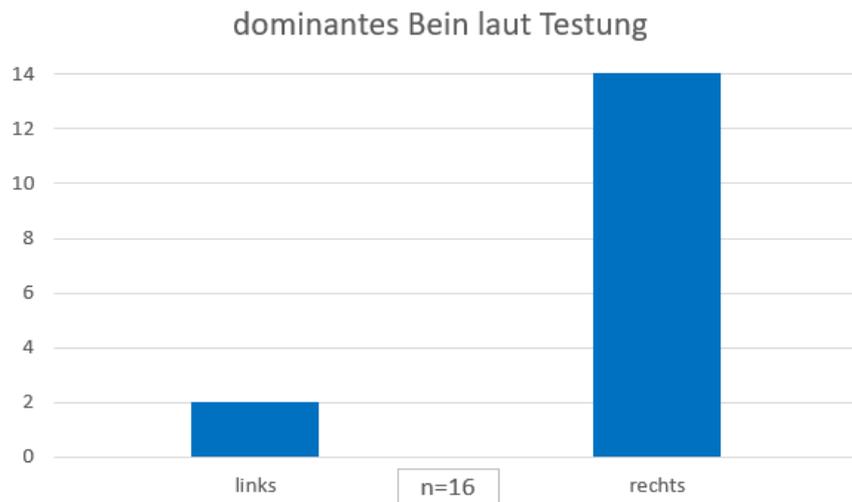


Abbildung 19: Ergebnisse der Testungen für das dominante Bein

Außerdem mussten die Probanden zu Beginn der Studie ein Datenblatt ausfüllen. Dabei wurde unter anderem abgefragt, welches Bein ihr Schussbein sei. Die Ergebnisse sind in Abbildung 20 zu sehen. Auffällig ist, dass sich diese Angaben nicht mit den Ergebnissen von der oben genannten Testung, welche in Abbildung 19 zu sehen sind, decken.

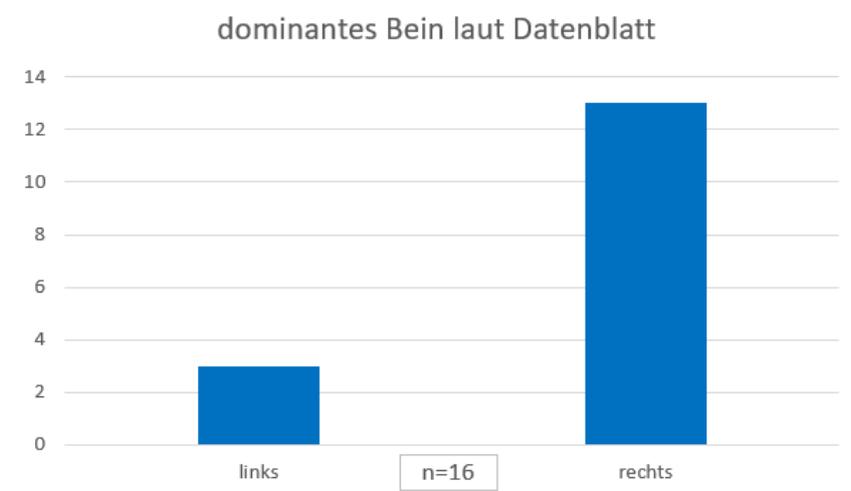


Abbildung 20: Angaben der Datenblätter für das Schussbein

Um die Datenlage übersichtlicher darzustellen, zeigt Abbildung 21 den Unterschied zwischen den objektiven Ergebnissen der Testung des dominanten Beines und den subjektiven Angaben des dominanten Beines der Spieler. Die Daten jener Spieler, deren Testergebnisse und Datenblatt-Angaben sich nicht decken, sind in orange dargestellt.

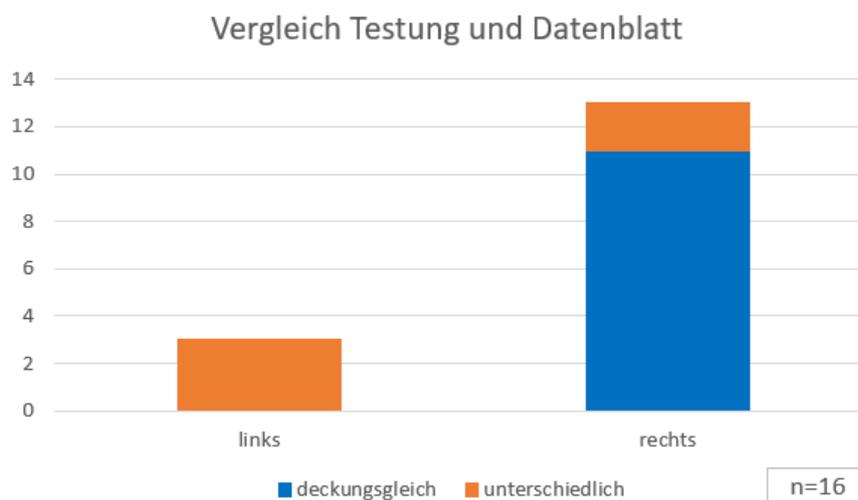


Abbildung 21: Vergleich der Testergebnisse und der Datenblatt-Angaben für das dominante Bein

5.3 Ergebnisse der Beweglichkeitsmessung

Die DEB im Sprunggelenk wurde auf drei Arten gemessen. Wie bereits im Punkt 4.5 Ablauf der Studie und Intervention erwähnt, wurden diese drei Messungen jeweils drei Mal durchgeführt und deren jeweiliger Durchschnitt errechnet. Aus diesen Werten wurde für jede Messung der Mittelwert und dessen Standardabweichung berechnet, die in Tabelle 2 dargestellt sind. Diese Werte setzen sich aus den Messergebnissen der übrigen 16 Probanden zusammen.

Tabelle 2: Ergebnisse der DEB-Messungen der 16 Probanden

Messmethode	Mittelwert	SD
gewichttragende Messung links	32,6875	5,09534
gewichttragende Messung rechts	32,1250	3,94757
nicht-gewichttragende Messung Flexion links	15,9375	3,97440
nicht-gewichttragende Messung Flexion rechts	18,8125	3,14576
nicht-gewichttragende Messung Extension links	7,4375	3,24487
nicht-gewichttragende Messung Extension rechts	11,6875	4,15883

Aufgrund der individuellen Messergebnisse der DEB im Sprunggelenk erfolgte eine Einteilung in zwei Gruppen. Für diese Einteilung wurde der Wert von der nicht-gewichttragenden

Messung mit Knieflexion herangezogen, um den Einfluss des M. Gastrocnemius auszuschließen (Bell et al., 2012). Die Werte wurden auf ganze Zahlen gerundet. Diese gerundeten Ergebnisse sind in Tabelle 3 dargestellt. Sechs Probanden hatten bei einem Sprunggelenk eine DEB unter 15 Grad, auf der anderen Seite jedoch mehr als 15 Grad DEB und somit eine einseitige Einschränkung der DEB im Sprunggelenk. Sie wurden zur Gruppe 1 zugeteilt. Die Messergebnisse beider Sprunggelenke sind für diese Probanden mit einer einseitigen Einschränkung rot dargestellt. Die restlichen zehn Probanden hatten eine beidseitige DEB im Sprunggelenk von 15 Grad oder mehr und wurden somit in Gruppe 2 zugeteilt. Ihre Ergebnisse sind in der Tabelle schwarz gefärbt.

Tabelle 3: Ergebnisse der nicht-gewichttragenden Messung mit Knieflexion

nicht gewichttragende Messung mit Knieflexion links	nicht gewichttragende Messung mit Knieflexion rechts
20°	22°
16°	9°
15°	11°
17°	15°
19°	19°
21°	20°
14°	9°
9°	15°
15°	20°
21°	22°
18°	14°
19°	21°
15°	20°
19°	17°
13°	16°
17°	24°

Nach dieser Einteilung der Probanden in zwei Gruppen können die Ergebnisse der drei Messmethoden noch einmal für jede Gruppe getrennt betrachtet werden. Tabelle 4 zeigt das Minimum, das Maximum, die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Gruppe 1. Tabelle 5 zeigt dieselben Werte für Gruppe 2.

Tabelle 4: Ergebnisse der DEB-Messungen für Gruppe 1

Messmethode	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD
gewichttragende Messung links	25,00°	32,00°	29,6667°	2,50333°
gewichttragende Messung rechts	25,00°	35,00°	30,5000°	3,78153°
nicht-gewtr Messung Flexion links	9,00°	18,00°	12,3333°	3,44480°
nicht-gewtr Messung Flexion rechts	14,00°	23,00°	16,5000°	3,27109°
nicht-gewtr Messung Extension links	2,00°	9,00°	5,1667°	2,56255°
nicht-gewtr Messung Extension rechts	2,00°	14,00°	8,3333°	4,41210°

Tabelle 5: Ergebnisse der DEB-Messungen für Gruppe 2

Messmethode	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD
gewichttragende Messung links	27,00°	46,00°	34,5000°	5,48229°
gewichttragende Messung rechts	25,00°	38,00°	33,1000°	3,90014°
nicht-gewtr Messung Flexion links	15,00°	21,00°	18,1000°	2,42441°
nicht-gewtr Messung Flexion rechts	17,00°	24,00°	20,2000°	2,20101°
nicht-gewtr Messung Extension links	6,00°	14,00°	8,8000°	2,89828°
nicht-gewtr Messung Extension rechts	11,00°	19,00°	13,7000°	2,45176°

5.4 Auswertung der dynamischen Beinachse

Für die Auswertung der dynamischen Beinachse wurden die Videos, wie im Punkt 4.5 Ablauf der Messung und Intervention beschrieben, mittels dem Programm Kinovea ausgewertet. Insgesamt war bei neun Probanden keine Valgus-Stellung im Kniegelenk bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge sichtbar. Bei vier Probanden zeigte sich ein starkes MKD. Ein leichtes MKD trat bei drei Probanden auf.

In der Gruppe 1 waren sechs Probanden. Abbildung 22 zeigt, wie die Beinachsenauswertung bei den Probanden dieser Gruppe ausfiel. Drei Probanden zeigten ein leichtes MKD und drei Probanden ein starkes MKD. In dieser Gruppe mit einer einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk gab es keine Probanden, die die Überkopfkniebeuge ohne Valgus-Stellung im Kniegelenk während der Durchführung bewältigen konnten.

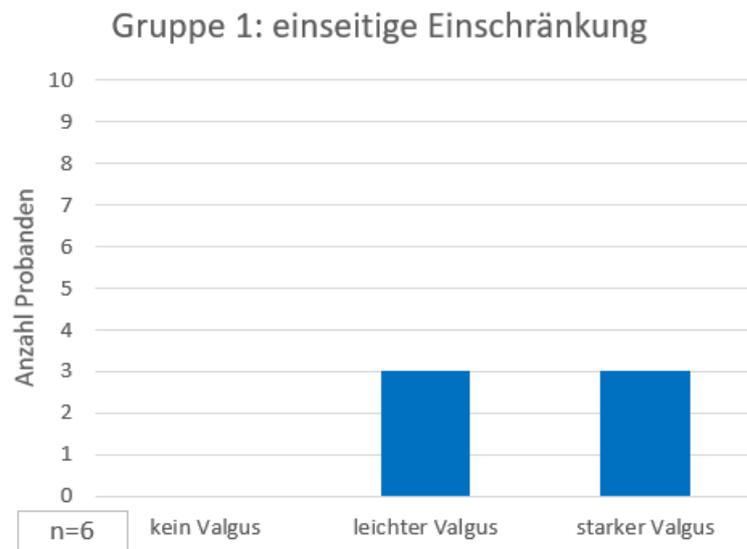


Abbildung 22: dynamische Beinachse bei Gruppe 1

In der Gruppe 2 waren neun Probanden ohne Valgus-Stellung im Kniegelenk und ein Proband mit starkem MKD (Abbildung 23). In dieser Gruppe mit einer DEB von mindestens 15 Grad in beiden Sprunggelenken war kein Proband, der während der Durchführung der Überkopfkniebeuge ein leichtes MKD aufwies.

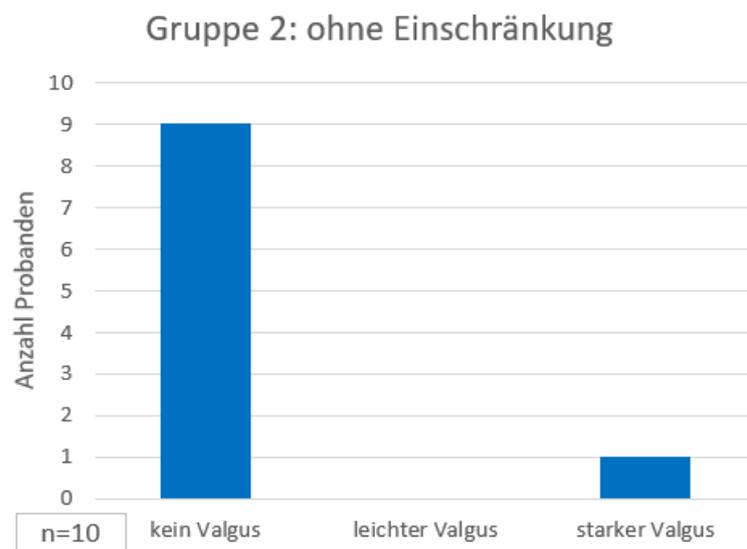


Abbildung 23: dynamische Beinachse Gruppe 2

In der Gruppe 1 ergab sich ein Median von 1,5 und ein IQR von 1. Der Median befindet sich somit genau zwischen 1 (leichtes MKD) und 2 (starkes MKD). Bei Gruppe 2 wurden der Median und IQR der Beinachsenabweichung jeweils mit einem Wert von 0 berechnet.

5.5 Verletzungsangaben der Datenblatterhebung

Im Zuge der Datenblatterhebung wurden nicht nur allgemeine Informationen wie die demografischen Daten abgefragt, sondern auch Informationen über die Verletzungen der Probanden. In den folgenden drei Abbildungen ist die Verletzungsgeschichte von den 16 Probanden aus Gruppe 1 und Gruppe 2 integriert. Abbildung 24 zeigt die Verletzungsgeschichte der gesamten 16 Probanden aus beiden Gruppen.

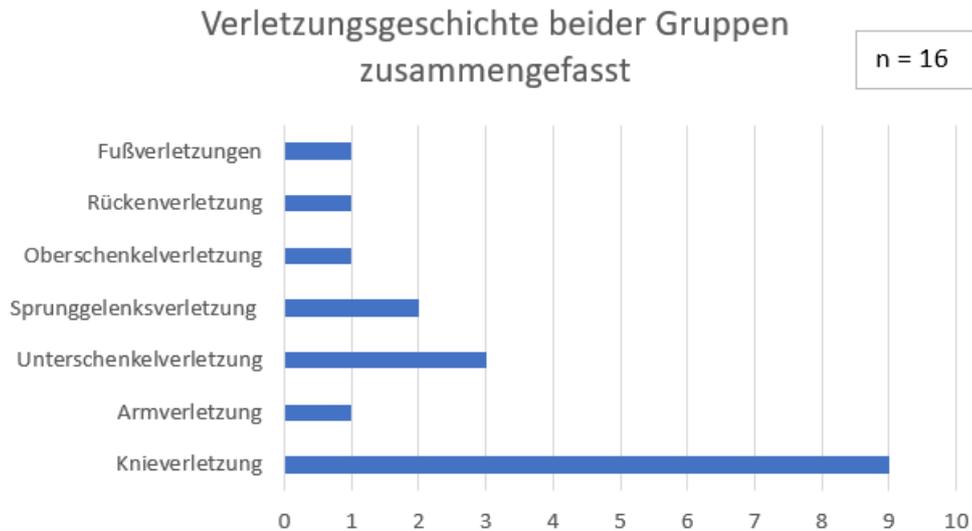


Abbildung 24: Angaben zur Verletzungsgeschichte aller 16 Probanden

In Abbildung 25 sind die bisherigen Verletzungen von Gruppe 1 grafisch dargestellt.

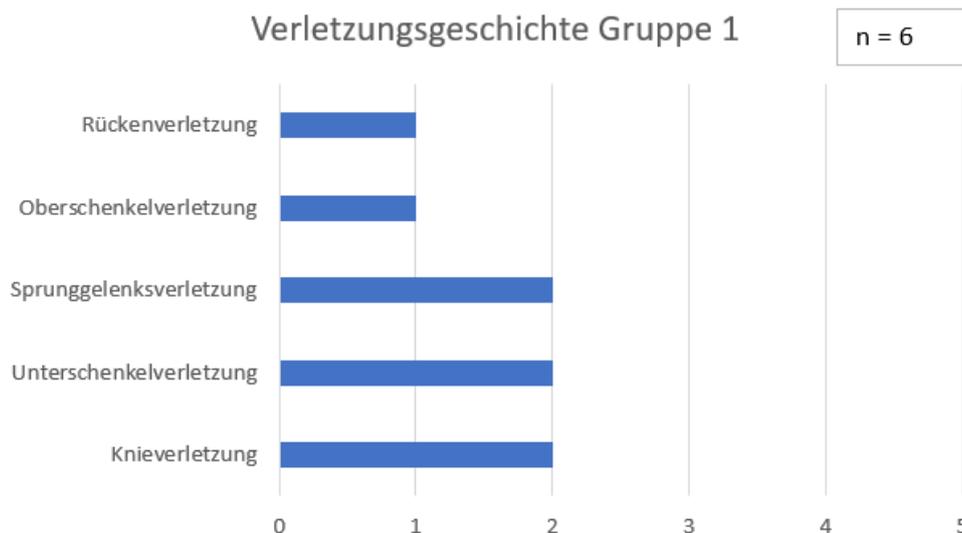


Abbildung 25: Angaben zur Verletzungsgeschichte von Gruppe 1

Abbildung 26 zeigt die bisherige Verletzungsgeschichte der Gruppe 2.

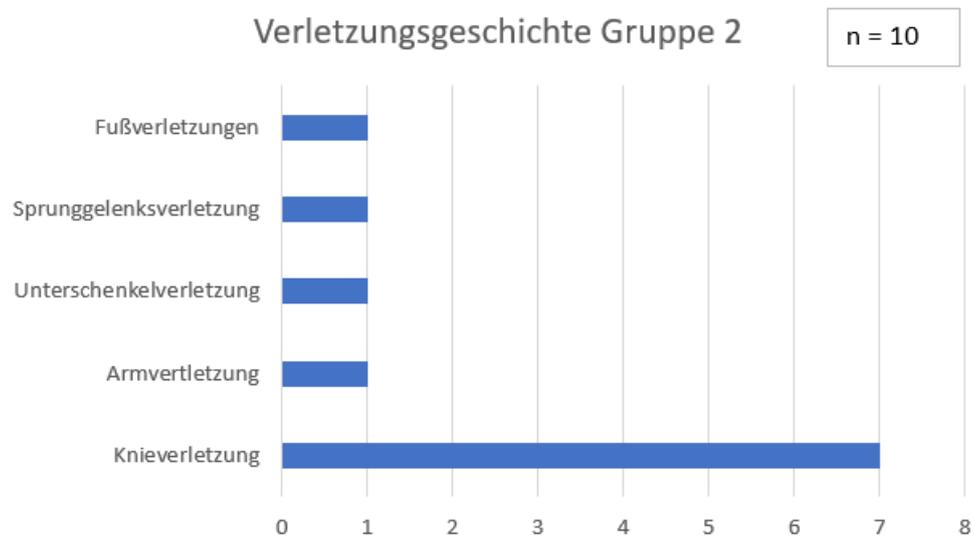


Abbildung 26: Angaben zur Verletzungsgeschichte von Gruppe 2

6 Diskussion (MK, LS)

In der Einleitung dieser Bachelor-Arbeit wurden sowohl die theoretischen Hintergründe zur Ausführung, die Voraussetzungen und die Einsatzgebiete der Überkopfkniebeuge, als auch der Einfluss des Sprunggelenks auf die Überkopfkniebeuge in Bezug auf die beidseitige und die einseitige DE-Einschränkung im Sprunggelenk beschrieben. Dabei wurde die aktuelle wissenschaftliche Literatur zusammengefasst und auf Lücken hingewiesen. Dies führte zu der Forschungsfrage dieser Bachelor-Studie, die hier nochmals dargestellt werden soll: „Wie beeinflusst eine eingeschränkte Dorsalextension im Sprunggelenk bei Profifußballern die Qualität der Überkopfkniebeuge im Vergleich mit Profifußballern ohne Bewegungseinschränkung?“ Die Forschungsfrage enthält ein Hauptziel. Dieses ist herauszufinden, ob sich eine einseitig eingeschränkte DEB im oberen Sprunggelenk bei Fußballern negativ auf die Qualität der Überkopfkniebeuge verglichen mit Fußballern ohne Einschränkung im oberen Sprunggelenk auswirkt. Aus der Forschungsfrage und dessen Hauptziel lässt sich folgende Hypothese ableiten. Diese lautet, dass es einen signifikanten Unterschied zwischen Fußballern mit einseitiger Dorsalextensionseinschränkung im Sprunggelenk und Fußballern ohne Einschränkungen im Sprunggelenk bei der Ausführung der Überkopfkniebeuge in Bezug auf die Beinachse gibt.

6.1 Interpretation der Ergebnisse (MK, LS)

Zur Prüfung der oben genannten Forschungshypothese wurden, wie im Punkt 4.6 Auswertung der Daten beschrieben, die Daten deskriptiv ausgewertet. Aufgrund des potenziellen Risikos die Studie zu verfälschen, wurde kein Signifikanztest durchgeführt. Die deskriptive Auswertung wurde im Kapitel Ergebnisse beschrieben. Bezogen auf die Fragestellungen können also nur Vermutungen und Tendenzen gezeigt werden, aber keine signifikanten Ergebnisse. Ob es einen signifikanten Unterschied zwischen Fußballern mit einseitiger Dorsalextensionseinschränkung im Sprunggelenk und Fußballern ohne Einschränkungen im Sprunggelenk bei der Ausführung der Überkopfkniebeuge in Bezug auf die Beinachse gibt, kann also nicht endgültig bewiesen werden. Die Ergebnisse der Gruppe 1 lassen aber vermuten, dass die einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk sehr wohl Einfluss auf die Beinachse in Form einer Valgus-Stellung im Kniegelenk hat.

6.1.1 Interpretation der Valgus-Stellung im Kniegelenk (MK, LS)

Von den sechs Probanden der Gruppe 1 haben alle mindestens eine leichte Valgus-Stellung im Kniegelenk während der Durchführung aufgezeigt. Es gab keinen Probanden in dieser Gruppe, der die Überkopfkniebeuge ohne Valgus-Stellung im Kniegelenk ausführen

konnte. Diese Gruppe tendiert also zur Ausführung der Überkopfkniebeuge mit einer Valgus-Stellung im Kniegelenk. Im Vergleich dazu stehen die Probanden aus Gruppe 2 mit einer DEB von mindestens 15 Grad in beiden Sprunggelenken. Von den zehn Probanden dieser Gruppe ist bei neun Probanden bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge keine Valgus-Stellung im Kniegelenk ausgewertet worden. Nur ein Proband wies eine schwere Valgus-Stellung im Kniegelenk während der Ausführung auf. Die Tendenz in dieser Gruppe geht also zur Durchführung der Überkopfkniebeuge ohne Valgus-Stellung im Kniegelenk. Dieses Ergebnis der beiden Gruppen lässt vermuten, dass die einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk die Beinachse bei der Überkopfkniebeuge negativ beeinflusst, nämlich in Form einer Valgus-Stellung im Kniegelenk.

Eine mögliche Erklärung für die auftretende Valgus-Stellung im Kniegelenk in Gruppe 1 ist, dass die Probanden die einseitig fehlende DEB im oberen Sprunggelenk über andere Körperabschnitte kompensieren müssen, um die Kriterien zu erfüllen. Wie im Punkt 4.5 Ablauf der Messungen und Intervention beschrieben, muss der Knieflexionswinkel am tiefsten Punkt der Kniebeuge mindesten 90 Grad betragen. Wenn die einseitige Einschränkung der DEB im oberen Sprunggelenk stark ausgeprägt ist, verhindert diese das Erreichen der erforderlichen Kniebeugentiefe. Die Probanden setzten die letzten Grade der Bewegung in der Sagittalebene vermutlich durch eine Kompensationsbewegung in der Frontalebene um. Diese Kompensation war bei mindestens einem Bein durch eine leichte oder durch eine starke Valgus-Stellung im Kniegelenk sichtbar. Auch die Studie von Bell et al. (2012) besagt, dass die Valgus-Stellung im Kniegelenk sowohl von der Beweglichkeit im Hüftgelenk als auch von der Beweglichkeit im Sprunggelenk hervorgerufen werden kann. In der Studie wird von einer beidseitigen Einschränkung der DEB im Sprunggelenk gesprochen. Biomechanisch begründen sie die durch die beidseitig verminderte DEB im Sprunggelenk verursachte Valgus-Stellung im Kniegelenk mit der Kompensation durch die Adduktion und Außenrotation der Tibia. Auch Dill et al. (2014) beweisen in ihrer Studie, dass sich die beidseitig verminderte DEB im Sprunggelenk auf die proximalen Gelenke, wie das Knie- und Hüftgelenk in der Sagittalebene, auswirkt und somit Kompensationen in der Frontalebene hervorruft. Macrum et al. (2012) vermerken in ihrer Studie, dass die beidseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk die Fähigkeit, eine „tiefe Kniebeuge“ durchzuführen, einschränkt. Sie stellten in ihrer Studie eine vermehrte M. Soleus Aktivität und eine verminderte M. Quadriceps Aktivität fest. Die M. Quadriceps Aktivität ist sehr wichtig während der Abwärtsbewegung der Kniebeuge, um die Knieflexion zu kontrollieren und das Knie vor Abweichungen in die Sagittalebene zu bewahren (Macrum et al., 2012). Die verminderte Beweglichkeit in der Sagittalebene wird wieder durch eine Bewegung in der Frontalebene

kompensiert. Die Studie von Padua et al. (2012) zeigt ebenfalls, dass die neuromuskulären Eigenschaften der Unterschenkelmuskulatur und somit die verminderte DEB im Sprunggelenk zu einer Valgus-Stellung im Kniegelenk führen. Biomechanisch begründen sie die Valgus-Stellung im Kniegelenk durch die kompensatorische Eversion des Calcaneus und durch die Pronation und Innenrotation der Tibia.

Eine weitere mögliche Erklärung für die auftretende Valgus-Stellung im Kniegelenk in Gruppe 1 ist, dass die Probanden mit einer Gewichtsverlagerung zur nicht eingeschränkten Seite hin ausweichen. Dies passiert möglicherweise, weil die DEB des nicht betroffenen Sprunggelenks voll ausgeschöpft wird, um die erforderliche Tiefe der Überkopfkniebeuge zu erreichen und dafür das Gewicht auf das nicht betroffene Bein verlagert wird. Die Probanden könnten mit einer leichten oder einer starken Valgus-Stellung im Kniegelenk reagieren, um diese Gewichtsverlagerung auszugleichen und trotzdem die im Punkt 4.5 Ablauf der Messungen und Intervention dargelegten Kriterien zu erfüllen. Diese Gewichtsverlagerung war bei der Videoanalyse im Rahmen der Beckenverschiebung in der Frontalebene zu einer Seite bei drei der sechs Probanden in Gruppe 1 ersichtlich. Diese haben ihr Gewicht jeweils auf das rechte Bein verlagert. Die einseitige Einschränkung der DEB im Sprunggelenk war zuvor am linken Bein festgestellt worden. Die Ausprägung der Valgus-Stellung im Kniegelenk war bei zwei dieser drei Probanden auf beiden Beinen annähernd gleich. Bei einem der drei Probanden war die Valgus-Stellung im rechten Kniegelenk, welches das nicht betroffene Bein ist, stärker ausgeprägt, als am linken Kniegelenk des betroffenen Beines. Es war also bei allen drei Probanden eine Valgus-Stellung im Kniegelenk des nicht betroffenen Beines festzustellen. Diese Gewichtsverlagerung im Rahmen dieser Studie konnte aufgrund der Gegebenheiten vor Ort und einer fehlenden mobilen Druckmessplatte nicht gemessen werden, sondern nur im Rahmen der Videoanalyse über die sichtbare Beckenverschiebung in der Frontalebene subjektiv beurteilt werden. Diese Vermutung erfordert noch mehr Forschung und Studien, um bewiesen oder widerlegt zu werden.

Um eine potenzielle Erklärung für die starke Valgus-Stellung im Kniegelenk bei dem einen Probanden in Gruppe 2 zu finden, ist es sinnvoll sich wieder auf die weiter oben genannte Literatur zur Beinachsenthematik zu beziehen. Diese Valgus-Stellung im Kniegelenk kann aufgrund von einer muskulären Dysbalance der Hüft- und Kniemusculatur auftreten. Beispielsweise stellt der M. Quadriceps einen sehr wichtigen Muskel bei der Abwärtsbewegung der Kniebeuge dar (Macrum et al., 2012). Wenn dessen Muskelkraft eingeschränkt ist beziehungsweise die Aktivierung des M. Quadriceps vermindert ist, kann dies zu einer Valgus-Stellung im Kniegelenk führen, auch ohne, dass die DEB im Sprunggelenk eingeschränkt

ist. Auch Bell et al. (2012) erklären, dass sowohl die verminderte DEB im Sprunggelenk als auch die Beweglichkeit im Hüftgelenk eine Rolle für die Valgus-Stellung im Kniegelenk spielen. Padua et al. (2012) beweisen in ihrer Studie, dass neben der DEB im Sprunggelenk auch die erhöhte Aktivität der Hüftadduktoren ohne Gegenarbeit der Abduktoren, also dem M. Gluteus medius und dem M. Gluteus maximus, die Valgus-Stellung im Kniegelenk hervorrufen kann. Diese Valgus-Stellung im Kniegelenk passiert durch die vermehrte Adduktion im Hüftgelenk. Zusammengefasst spielen also auch das Hüftgelenk und dessen Beweglichkeit beziehungsweise dessen Muskelaktivierung eine große Rolle für die Valgus-Stellung im Kniegelenk, unabhängig von der DEB im Sprunggelenk.

6.1.2 Interpretation der Messergebnisse der DEB im Sprunggelenk (LS)

Um die verschiedenen Arten der Messung der DEB im Sprunggelenk miteinander zu vergleichen, sollten zunächst die Mittelwerte, welche in Tabelle 4 und Tabelle 5 dargestellt sind, besprochen werden. Bei der gewichtstragenden Messung waren die Mittelwerte der linken und rechten Seite sowohl in der Gruppe 1 als auch in der Gruppe 2 annähernd gleich. Bei der nicht gewichtstragenden Messung mit Knieflexion ergab der Seitenvergleich in Gruppe 1 eine durchschnittliche Differenz von ca. 4 Grad. In Gruppe 2 war die durchschnittliche Differenz geringer und betrug ca. 2 Grad. Bei der nicht gewichtstragenden Messung mit Knieextension war in Gruppe 1 ein durchschnittlicher Seitenunterschied von ca. 3 Grad zu verzeichnen. In Gruppe 2 betrug der durchschnittliche Seitenunterschied der Messungen 5 Grad.

Gewichtstragende Messung der DEB im Sprunggelenk

Bezogen auf den Mittelwert der gewichtstragenden Messung könnte man glauben, dass die DEB im Sprunggelenk bei allen Probanden annähernd gleich war. Wenn man sich jedoch die einzelnen Werte genauer ansieht, ist in Summe schon ein Seitenunterschied in beiden Gruppen zu vermerken. In Gruppe 2 hatten zwei Probanden eine Seitengleiche DEB im Sprunggelenk, sieben Probanden zeigten einen Seitenunterschied zwischen 2 Grad und 5 Grad und bei einem Probanden wurde ein Seitenunterschied von 8 Grad gemessen. Das Ergebnis ist also ähnlich wie jenes der Studie von Rabin et al. (2015). Diese zeigen in ihrer Studie auf, dass ein Seitenunterschied von durchschnittlich 5,9 Grad bei der gewichtstragenden Messung physiologisch ist. Die Ergebnisse der gewichtstragenden Messung widersprechen allerdings der Studie von López-Valenciano et al. (2017). Sie behaupten in ihrer Studie, dass die DEB im Sprunggelenk annähernd seitengleich ist. Vorausgesetzt wird, dass keine neurologischen Erkrankungen, orthopädischen Fehlstellungen oder traumatische Ereignisse die Beweglichkeit negativ beeinflussen. In Gruppe 1 war bei jedem Probanden ein

Seitenunterschied messbar. Dieser war bei vier Probanden zwischen 1 Grad und 3 Grad und bei den anderen beiden Probanden 6 Grad und 8 Grad. Für die Gruppeneinteilung in Gruppe 1 und Gruppe 2 wurde die nicht gewichttragende Messung mit Knieflexion herangezogen. Die Einschränkung der DEB im Sprunggelenk bei der gewichttragenden Messung war bei vier der sechs Probanden von Gruppe 1 auf der gleichen Seite wie bei der nicht gewichttragenden Messung mit Knieflexion. Bei den anderen zwei Probanden war die laut der nicht gewichttragenden Messung mit Knieflexion eingeschränkte Seite beweglicher. Der Seitenunterschied war bei diesen beiden Probanden aber nur 1 Grad beziehungsweise 2 Grad, also war die Beweglichkeit annähernd gleich. Einen möglichen Lösungsansatz bietet die einwirkende Schwerkraft und das Körpergewicht. In der Literatur wurde diese Theorie aber noch nicht erforscht. Außerdem zeigt dieses Ergebnis, dass auch die Art der Messung der DEB im Sprunggelenk für das Ergebnis ausschlaggebend ist. Dies sagt auch die Studie von Rabin et al. (2015).

Nicht gewichttragende Messung der DEB im Sprunggelenk mit Knieextension

Bei der nicht gewichttragenden Messung mit Knieextension war bei beiden Gruppen sowohl beim Mittelwert als auch bei der Betrachtung der einzelnen Ergebnisse ein Seitenunterschied messbar. Dieser war in Gruppe 2 größer als in Gruppe 1. In Gruppe 2 wurde bei einem Probanden ein Seitenunterschied von 13 Grad gemessen, bei einem weiteren Probanden waren es 8 Grad und bei zwei anderen 7 Grad. Bei den restlichen sechs Probanden war der Unterschied nur zwischen 2 Grad und 5 Grad. Eine mögliche Erklärung für diesen Seitenunterschied bietet die Einwirkung des M. Gastrocnemius. Da sich das Kniegelenk bei dieser Messmethode in Extensionsstellung befindet, kann der M. Gastrocnemius die DEB im Sprunggelenk durch seine Festigkeit und verminderte Dehnbarkeit einschränken. Bei muskulären Dysbalancen, die zum Beispiel nur auf einem Bein auftreten, könnte der M. Gastrocnemius durchaus der Grund für den Seitenunterschied im Sprunggelenk sein. Auch in der Studie von Bell et al. (2012) wird gezeigt, dass die Festigkeit des M. Gastrocnemius für die Einschränkung der DEB im Sprunggelenk verantwortlich sein kann. Padua et al. (2012) verzeichnen in ihrer Studie auch, dass die erhöhte Aktivität des M. Gastrocnemius mit der Einschränkung der DEB im Sprunggelenk zusammenhängt. In Gruppe 1 war, wie bereits erwähnt, der Seitenunterschied nicht so groß. Dieser war bei vier Probanden zwischen 2 Grad und 9 Grad und bei den anderen beiden Probanden war die DEB im Sprunggelenk seitengleich. Die eingeschränkte Seite deckt sich mit den Ergebnissen der nicht gewichttragenden Messung mit Knieflexion. Es bietet sich hier der gleiche Erklärungsansatz wie in Gruppe 2.

Nicht gewichtstragende Messung der DEB im Sprunggelenk mit Knieflexion

Bei der nicht gewichttragenden Messung mit Knieflexion war der Seitenunterschied in beiden Gruppen sowohl beim Mittelwert als auch bei der Betrachtung der einzelnen Ergebnisse wieder messbar. In Gruppe 2 war dieser aber nun geringer. Bei einem Probanden war die DEB im Sprunggelenk seitengleich, bei sechs Probanden war der Seitenunterschied zwischen 1 Grad und 2 Grad und bei drei Probanden war der Seitenunterschied zwischen 5 Grad und 7 Grad. In Gruppe 1 hatten drei Probanden einen Seitenunterschied zwischen 3 Grad und 4 Grad und bei den anderen drei Probanden lag er zwischen 6 Grad und 7 Grad. Ein möglicher Grund für den Unterschied zur nicht gewichttragenden Messung mit Knieextension bietet wieder der M. Gastrocnemius. Da der M. Gastrocnemius ein zweigelenkiger Muskel ist, wird seine Funktion durch die Flexionsstellung im Kniegelenk beeinträchtigt. Wenn die Beweglichkeit bei dieser Messung nun trotzdem einseitig eingeschränkt ist, kann diese auch durch die Festigkeit und verminderte Dehnbarkeit des M. Soleus hervorgerufen werden. Dieser bleibt auch bei flektiertem Knie in seiner verkürzten oder festen Haltung. Auch diese muskulären Dysbalancen könnten wieder einseitig auftreten. Dieser Zusammenhang wird auch in der Studie von Macrum et al. (2012) dargestellt. Sie behaupten, dass die erhöhte Aktivität des M. Soleus die Einschränkung der DEB im Sprunggelenk verursachen kann.

Zusammengefasst kann man sagen, dass die einseitige Einschränkung der DEB im Sprunggelenk bei den Messungen grundsätzlich immer auf der gleichen Seite aufgetreten ist. Der Seitenunterschied war allerdings nicht immer gleich beziehungsweise auch einige Male annähernd seitengleich. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Studien, die beweisen, dass die Einwirkung der Muskulatur einen Einfluss auf die DEB im Sprunggelenk hat (Bell et al., 2012; Macrum et al., 2012; Padua et al., 2012). Auch Rabin et al. (2015) stellen die These auf, dass die Art der Messung eine Rolle für die Ergebnisse spielt.

6.1.3 Zusammenhang zwischen DEB Einschränkung und Valgus-Stellung (LS)

In Gruppe 1 wurde bei drei der sechs Probanden eine leichte Valgus-Stellung im Kniegelenk und bei den anderen drei Probanden eine starke Valgus-Stellung im Kniegelenk festgestellt. Wenn man sich auf das Ausmaß der Beweglichkeit bezieht, betrug bei den drei Probanden mit einer leichten Valgus-Stellung im Kniegelenk die DEB im Sprunggelenk auf der eingeschränkten Seite einmal 9 Grad und zwei Mal 14 Grad. Im Durchschnitt sind das 12,3 Grad. Im Vergleich dazu betrug die DEB im Sprunggelenk auf der eingeschränkten Seite der anderen drei Probanden mit starker Valgus-Stellung im Kniegelenk 9 Grad, 11 Grad und 13

Grad. Im Durchschnitt sind das 11 Grad. Die Beweglichkeit der Probanden mit einer starken Valgus-Stellung im Kniegelenk ist im Durchschnitt geringer als die der Probanden mit einer leichten Valgus-Stellung im Kniegelenk. Dieser Unterschied ist aber sehr gering und beträgt nur 1,3 Grad. Es gibt also eher keinen Zusammenhang zwischen der Höhe der Einschränkung der DEB im Sprunggelenk und der Stärke der Ausprägung der Valgus-Stellung im Kniegelenk.

Wenn man sich auf den Seitenunterschied der DEB zwischen linkem und rechtem Sprunggelenk bezieht, haben die drei Probanden mit leichter Valgus-Stellung im Kniegelenk 4 Grad, 7 Grad und 9 Grad Unterschied. Das ist im Durchschnitt ein Seitenunterschied von 6,7 Grad. Die anderen drei Probanden mit einer schweren Valgus-Stellung im Kniegelenk weisen einen Seitenunterschied von 3 Grad, 4 Grad und 6 Grad auf. Das ist im Durchschnitt ein Seitenunterschied von 4,3 Grad. Wenn man die beiden Gruppen vergleicht, ist der durchschnittliche Seitenunterschied von den Probanden mit einer leichten Valgus-Stellung im Kniegelenk größer als der durchschnittliche Seitenunterschied der drei Probanden mit einer starken Valgus-Stellung im Kniegelenk. Die Differenz zwischen diesen beiden durchschnittlichen Seitenunterschieden ist jedoch auch gering und beträgt im Durchschnitt nur 2,4 Grad. Es scheint hier wieder keinen Zusammenhang zwischen der Höhe des Seitenunterschieds der DEB im Sprunggelenk und der Ausprägung der Valgus-Stellung im Kniegelenk zu geben.

Zusammenfassend kann man sagen, dass sich aus den Ergebnissen der Studie weder ein Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Einschränkung der DEB im Sprunggelenk und der Ausprägung der Valgus-Stellung im Kniegelenk, noch ein Zusammenhang zwischen der Höhe des Seitenunterschieds der DEB im Sprunggelenk und der Ausprägung der Valgus-Stellung im Kniegelenk ableiten lässt.

6.1.4 Zusammenhang zwischen dominantem Bein und DEB Einschränkung (LS)

Um herauszufinden, ob die Einschränkung der DEB im Sprunggelenk auf dem dominanten oder auf dem nicht dominanten Bein ist, muss zunächst das unterschiedliche Ergebnis bei dessen Testung diskutiert werden. Wie im Punkt 5 Ergebnisse grafisch dargestellt wurde, decken sich die Ergebnisse der Testung des dominanten Beines und das Ergebnis der Abfrage durch das Datenblatt für das Schussbein nicht. Man sieht, dass drei Probanden angeben mit dem linken Bein zu schießen. Bei der Testung wurde aber nur bei zwei Probanden das linke Bein als dominantes Bein bestimmt. Auf den ersten Blick scheint es so, als ob das Ergebnis der Testung des dominanten Beines und das Ergebnis der Abfrage durch

das Datenblatt für das Schussbein bei einem Probanden unterschiedlich war. Tatsächlich haben aber sogar fünf der 16 Probanden ein unterschiedliches Ergebnis, was in Abbildung 20 verdeutlicht wurde. Zwei Probanden gaben an mit dem rechten Bein zu schießen. Bei der Testung für das dominante Bein wurde aber das linke Bein als dominantes Bein definiert. Bei den anderen drei Probanden war es gegengleich. Laut Aussagen ist ihr dominantes Bein das linke. Bei den Testungen wurde aber das rechte Bein als dominantes Bein definiert. Eine Erklärung für dieses Phänomen gibt es in der bisher erforschten Literatur noch nicht. Es gibt auch keine Hinweise dafür, welche Art der Definition des dominanten Beines mehr Aussagekraft aufweist.

Um das dominante Bein und die DEB im Sprunggelenk in Beziehung zueinander zu setzen, sollte noch einmal die Gruppeneinteilung erwähnt werden. Für Gruppe 1 war eine einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk von unter 15 Grad Voraussetzung. Die Höhe des Seitenunterschiedes hat keine Rolle gespielt. Bei der Gruppe 2 durfte keine Einschränkung der DEB im Sprunggelenk unter 15 Grad vorhanden sein. Bei den sechs Probanden aus Gruppe 1 war bei vier der Probanden das rechte Bein das dominante Bein. Dabei war die einseitige Einschränkung der DEB im Sprunggelenk bei drei Probanden am linken Bein, also dem nicht dominanten Bein. Bei einem Probanden war die Einschränkung am rechten Bein, also am dominanten Bein. Bei den anderen beiden Probanden aus Gruppe 1 war das getestete dominante Bein das linke und das Schussbein laut Aussagen das rechte Bein. Es ist hier also nicht klar ersichtlich ob sich die Einschränkung am dominanten Bein oder am nicht dominanten Bein befindet, da dieses nicht klar definiert werden konnte. In der Studie von Rabin et al. (2015) wird das eingeschränkte Ausmaß der DEB im Sprunggelenk mit dem dominanten Bein in Verbindung gebracht. Laut dieser Studie hat das nicht dominante Bein um 5,9 Grad mehr DEB im Sprunggelenk als das dominante Bein. Das unterschiedliche Ausmaß der DEB im Sprunggelenk wird in dieser Studie aber als physiologisch betrachtet und nicht als Einschränkung bezeichnet. Wenn man das Ergebnis dieser Studie mit der aktuellen Studie vergleicht, deckt es sich nur bei einem Probanden. Bei drei Probanden ist die Einschränkung am dominanten Bein. Die restlichen zwei Probanden liefern keine klaren Ergebnisse. Aufgrund der geringen Probandenanzahl in Gruppe 1 kann der Studie von Rabin et al. (2015) aber nicht klar widersprochen beziehungsweise zugestimmt werden. Es lassen sich somit auch keine klaren Tendenzen definieren, auf welchem Bein die Einschränkung zu finden ist.

Da wie bereits erwähnt, laut Rabin et al. (2015) ein Seitenunterschied auch physiologisch sein kann, sollte auch in Gruppe 2 diskutiert werden, ob das dominante oder das nicht dominante Bein mehr DEB im Sprunggelenk aufweist. In dieser Gruppe war bei drei der zehn

Probanden dieser Fall eingetreten und es war die DEB im Sprunggelenk unterschiedlich. Bei zwei der Probanden war das dominante Bein das rechte Bein, welches mehr DEB im Sprunggelenk aufgewiesen hat. Bei dem anderen Probanden konnte das dominante Bein nicht genau definiert werden, da das getestete dominante Bein und das Schussbein laut Aussagen unterschiedlich waren. Es ist in diesem Fall also nicht möglich zu zeigen, ob das beweglichere Bein das dominante oder das nicht dominante Bein war. Wenn man dieses Ergebnis wiederum mit dem der Studie von Rabin et al. (2015) vergleicht, ist es wieder eher widersprüchlich. In ihrer Studie ist das nicht dominante Bein beweglicher. In der aktuellen Studie ist bei zwei Probanden aus Gruppe 2 das dominante Bein beweglicher. Der dritte Proband liefert wieder keine klaren Ergebnisse. Aufgrund der geringen Anzahl kann der Studie von Rabin et al. (2015) nicht definitiv widersprochen beziehungsweise zugestimmt werden. Bei den restlichen sieben Probanden war die DEB im Sprunggelenk annähernd seitengleich. Diese sieben Probanden spielen hierbei keine Rolle. Da ihre DEB im Sprunggelenk annähernd seitengleich ist, gibt es keine weniger bewegliche Seite und somit kann auch nicht festgestellt werden, ob das dominante Bein oder das nicht dominante Bein beweglicher ist.

Zusammengefasst kann man sagen, dass bei fünf der in Summe neun Probanden mit einem unterschiedlichen Ergebnis der Messung der DEB im Sprunggelenk die dominante Seite beweglicher war. Bei einem Probanden war die nicht dominante Seite beweglicher. Bei den restlichen drei Probanden konnte dies nicht festgestellt werden, weil die Ergebnisse der Messung des dominanten Beines und die Aussage des Schussbeines unterschiedlich waren. Die eingeschränkte Seite tendiert in der aktuellen Studie also eher am dominanten Bein aufzutreten. Dies widerspricht sich mit der Studie von Rabin et al. (2015). In ihrer Studie wird die nicht dominante Seite als beweglicher bezeichnet. Aufgrund der geringen Anzahl an Probanden kann dieser Studie aber nicht definitiv widersprochen werden und es kann nicht von einer definitiven Tendenz gesprochen werden.

6.1.5 Ursache der einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk (LS)

Die Ursache der einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk lässt sich durch mehrere Faktoren begründen. Bei drei der sechs Probanden in Gruppe 1 hatte sich ein traumatisches Ereignis in Sprunggelenksnähe beziehungsweise direkt am Sprunggelenk in der Krankheitsgeschichte ereignet. Bei je zwei der drei Probanden hatte sich die Verletzung am nicht mit der verminderten DEB im oberen Sprunggelenk betroffenen Bein ereignet. Bei einem Probanden war sowohl die Verletzung als auch die verminderte DEB im Sprunggelenk am selben Bein zu finden. Auffällig ist dabei, dass die Art der Verletzungen immer

unterschiedlich war. Es lässt sich also vermuten, dass die Art der Verletzung eine Rolle dafür spielt, an welchem Bein eine Einschränkung der DEB im Sprunggelenk bleibt beziehungsweise ob überhaupt eine Einschränkung bleibt. Ein möglicher Lösungsansatz für die Bewegungseinschränkung der DE im Sprunggelenk am nicht betroffenen Bein wäre die vorübergehende Überbelastung der Unterschenkelmuskulatur. Bei Verletzungen, wie zum Beispiel Frakturen, muss das nicht betroffene Bein kompensieren. So kann es zu einer vermehrten Aktivität des M. Gastrocnemius, M. Soleus und M. Tibialis anterior kommen, was zu einer Einschränkung der DEB im oberen Sprunggelenk führen kann (Bell et al., 2012; Macrum et al., 2012; Padua et al., 2012). Bei den Probanden in der Gruppe 2 hatten nur zwei eine Verletzung in Sprunggelenksnähe in der Vergangenheit. Eine Verletzung in Sprunggelenksnähe muss also nicht zu einer Einschränkung der DEB im Sprunggelenk führen. Um einen weiteren Lösungsansatz für die einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk zu bieten, macht es Sinn sich noch einmal auf die bereits im Punkt 6.1.1 Interpretation der Valgus-Stellung im Kniegelenk und 6.1.2. Interpretation der DEB-Messungen im Sprunggelenk zitierte Literatur zu beziehen. Die muskulären Dysbalancen können auch ohne vorhergehendes traumatisches Ereignis die Ursache für die einseitig verminderte DEB im Sprunggelenk sein. Wenn der M. Soleus beziehungsweise der M. Gastrocnemius verkürzt sind, limitieren sie die DEB im Sprunggelenk. Dies zeigt zum Beispiel die Studie von Bell et al. (2012). In dieser Studie wird erhoben, dass die Festigkeit des M. Gastrocnemius eine erhebliche Rolle bei der verminderten DEB im Sprunggelenk spielt. Auch die Studie von Padua et al. (2012) zeigt, dass die erhöhte Aktivität des M. Gastrocnemius mit der Einschränkung der DEB im Sprunggelenk zusammenhängen. Außerdem sprechen sie der erhöhten Aktivität des M. Tibialis anterior eine Mitursache bei der verminderten DEB im Sprunggelenk zu. Macrum et al. (2012) beziehen sich in ihrer Studie auf die erhöhte Aktivität des M. Soleus, welche zur verminderten DEB im Sprunggelenk führt. Die einseitigen muskulären Dysbalancen lassen sich durch den physiologischen Unterschied zwischen dominantem und nicht dominantem Bein begründen. Dieser wird von Rabin et al. (2015) in ihrer Studie bewiesen. Das heißt, dass eine Einschränkung der DEB im Sprunggelenk auch physiologisch sein kann. Dabei ist laut dieser Studie das nicht dominante Bein tendenziell beweglicher als das dominante Bein. Das dominante Bein wird in der Studie als das Bein, welches einen Ball schießt, definiert. Auch die Art der Messung der DEB im Sprunggelenk kann den Seitenunterschied beeinflussen (2015). Im Gegensatz dazu geben López-Valenciano et al. (2017) an, dass die DEB im Sprunggelenk nahezu seitengleich ist. Dies wider-

spricht der angeführten Argumentation. Außerdem sollte in diesem Punkt darauf hingewiesen werden, dass der Seitenunterschied auch auf einem Messfehler basieren kann. Diese Problematik wird im Punkt 6.2 Limitationen näher dargelegt.

6.1.6 Zusammenfassung der Interpretation der Ergebnisse (LS)

Zusammenfassend kann man sagen, dass sich bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge mit einer einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk sehr wohl die Tendenz zur Valgus-Stellung zeigt, auch wenn diese nicht signifikant bewiesen werden kann. Bei den unterschiedlichen Messungen der DEB im Sprunggelenk blieb bei der Gruppe 1 die Einschränkung grundsätzlich immer auf derselben Seite. In manchen Ausnahmefällen war die DEB im Sprunggelenk auch seitengleich. Die unterschiedlichen Messungen der DEB im Sprunggelenk könnten eine Auskunft über die Ursache der einseitigen Einschränkung geben. Allerdings muss dabei aber auch die Rolle des dominanten und nicht dominanten Beines und die Einwirkung von traumatischen Ereignissen betrachtet werden. Es wurde kein Zusammenhang zwischen dem dominanten Bein und der Seite der Einschränkung der DEB in einem Sprunggelenk bei Gruppe 1 gefunden.

6.2 Limitationen der Arbeit (MK)

Die Ergebnisse der Studie zeigen in Bezug auf die Beinachsenbewertung klare Tendenzen. Eine einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk scheint ein möglicher Auslöser für eine auftretende Valgus-Stellung im Kniegelenk bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge zu sein. Doch vor einer weiterführenden Schlussfolgerung sollten auch diverse Limitationen, die sich bei der Durchführung und Auswertung der vorliegenden Studie ergeben haben, diskutiert werden.

Die Auswahl an Probanden beschränkte sich auf eine Gruppe von 20 Fußballern aus der oberösterreichischen Bezirksliga. Dies ist eine sehr spezielle Probandengruppe mit geringer Anzahl an Probanden, die durch weitere Ein- und Ausschlusskriterien minimiert wurde. Somit kam es zum Vergleich von zwei Gruppen mit sechs und zehn Probanden. Ein Übertragen der Ergebnisse von diesen beiden Personengruppen auf alle Fußballer Österreichs oder auf weibliche Fußballerinnen, und erst recht auf PatientInnen mit Beinachsen-Problemen gestaltet sich daher schwierig.

Eine weitere der möglichen Limitationen der Arbeit ist die Vorgehensweise der Gruppeneinteilung. Es wurden im Voraus sorgfältig die Ein- und Ausschlusskriterien der beiden Gruppen definiert. Ein Hintergedanke dabei war nicht zu viele der ohnehin wenigen Probanden auszuschließen, aber trotzdem möglichst repräsentative Gruppen zu erhalten.

Schlussendlich einigten sich die Verfasserinnen dieser Arbeit darauf, als Hauptkriterium für Gruppe 1 eine einseitig eingeschränkte DEB eines Sprunggelenks von unter 15 Grad zu definieren. Die erforderliche DEB des anderen Sprunggelenks wurde auf mindestens 15 Grad festgelegt. Diese Einteilung basierte auf den Angaben zur physiologischen DEB im Sprunggelenk von Kenyon und Kenyon (2014). Laut ihrer Studie ist eine physiologische DEB im Sprunggelenk 15 bis 20 Grad. Deshalb wurde eine DEB im Sprunggelenk von unter 15 Grad als eingeschränkt und von über 15 Grad als nicht eingeschränkt definiert. Dieses gewählte Auswahlkriterium für Gruppe 1 ist nun jedoch der Grund, warum die Gruppe 1 auch drei Probanden mit einem Seitenunterschied der DEB zwischen dem linken und rechten Sprunggelenk von nur 3 bis 4 Grad enthält. Der geringe Seitenunterschied stellt nicht zwingend eine einseitige Einschränkung der DEB im Sprunggelenk dar. Diese Probanden werden in der Studie jedoch so behandelt, als hätten sie eine einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk. Eine andere Möglichkeit wäre gewesen, die mindestens erforderliche DEB des „nicht eingeschränkten“ Sprunggelenks mit mindestens 20 Grad festzulegen. Rückblickend wäre bei der Probandenauswahl an Fußballern mit diesen veränderten Kriterien nur ein Proband zur Gruppe 1 mit einer einseitigen Einschränkung zugeteilt worden. Es wäre also kein Vergleich zwischen den Gruppen möglich gewesen. Es ist jedoch noch hinzuzufügen, dass die drei Probanden mit geringem Seitenunterschied der aktuellen Studie generell eine geringe DEB im Sprunggelenk aufgewiesen haben. Dies könnte auch der Grund sein, warum sie bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge eine Valgus-Stellung im Kniegelenk zeigten. Eine wiederholte Durchführung der Studie mit dem Zusatzkriterium einer DEB im Sprunggelenk von mindestens 20 Grad bei dem nicht eingeschränkten Bein in Gruppe 1 und mit mehr ProbandInnen würde aussagekräftigere Ergebnisse liefern. Bei einer größeren ProbandInnengruppe ist die Wahrscheinlichkeit höher, genug Personen für eine Gruppe von ProbandInnen mit deutlich einseitig eingeschränkter DEB im Sprunggelenk zu rekrutieren, die dann mit einer Gruppe von ProbandInnen ohne Einschränkungen der DEB im Sprunggelenk verglichen werden kann. In diesem Fall könnte der Zusammenhang einer einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk mit der Valgus-Stellung im Kniegelenk bei der Überkopfkniebeuge konkreter untersucht werden.

Die Gruppeneinteilung der Gruppe 1 könnte noch einer möglichen Fehlerkomponente ausgesetzt worden sein. Die jeweiligen Durchschnittswerte der drei Messergebnisse der nicht-gewichttragenden DEB Messung mit Knieflexion wurden auf ganze Zahlen gerundet, um einer möglichen Messungenauigkeit entgegen zu wirken. Wenn ein Proband beispielsweise 14,9 Grad DEB im Sprunggelenk aufweist, entspricht dieser Wert eher einer physiologi-

schen DEB im Sprunggelenk als einer eingeschränkten DEB im Sprunggelenk. Ein Durchschnittswert von 14,4 Grad wurde beispielsweise als 14 Grad und somit als eingeschränkter Wert der DEB im Sprunggelenk eingeordnet. Dieser Wert liegt eher unter 15 Grad und entspricht somit mehr einer eingeschränkten DEB im Sprunggelenk als ein Wert von 14,9 Grad. Die Gruppeneinteilung mit diesen gerundeten Werten lässt daher die Möglichkeit offen, dass ein Proband mit nur 0,1 Grad Seitenunterschied der DEB zwischen linkem und rechtem Sprunggelenk zur Gruppe 1 zugeteilt wurde. Doch auch ohne das Runden auf ganze Zahlen wäre dasselbe Problem aufgetreten, wenn ein Wert von 14,9 Grad als eingeschränkt und ein Wert von 15,0 Grad als nicht eingeschränkt eingeteilt worden wäre. Diese Limitation deckt sich mit der oben genannten Problematik der teilweise geringen Unterschiede der DEB zwischen den beiden Seiten der Probanden in Gruppe 1. Ein möglicher Lösungsvorschlag wäre, wie bereits im vorhergehenden Absatz beschrieben, dass das Mindestmaß an DEB im Sprunggelenk des „nicht eingeschränkten“ Sprunggelenks 20 Grad betragen muss. Eine DEB im Sprunggelenk von 15 bis 19,9 Grad würde zum Ausschluss der Studie führen. Somit wäre ein Seitenunterschied von mindestens 5 Grad garantiert. Dadurch wäre kein Runden auf ganze Zahlen erforderlich.

Bei der Analyse der Beinachse während der Durchführung der Überkopfkniebeuge gibt es zwei Faktoren, die mögliche Limitationen der Arbeit darstellen. Einerseits konnte aufgrund der Gegebenheiten nur eine 2D Analyse der Beinachse in der Frontalebene erfolgen. Dies beruht auf der Tatsache, dass die Studie in einem Schulturnsaal mit einem Zeitfenster von 15 Minuten für jeden Probanden unter Zeitdruck durchgeführt wurde. Diese Umstände erlaubten keine Verwendung von 3D Motion Capture Systemen. Außerdem ist die Verwendung solcher Systeme auch eine Kostenfrage, die den Rahmen einer Bachelorarbeit überschreiten würde. Durch die Verwendung eines solchen Analyse Tools zur Beurteilung der Beinachse in allen drei Ebenen könnte man jedoch auch weitere Komponenten einer Vagus-Stellung im Kniegelenk, wie die Rotationsstellung des Femurs oder der Tibia, bestimmte Gelenkwinkel in verschiedenen Gelenksstellungen oder die Positionierung des Fußes, beurteilen. Diese Informationen würden in Form von metrischen Daten gemessen werden und könnten somit auch statistisch ausgewertet werden. Im Fall dieser Studie wurde die Beinachse mittels 2D Videoanalyse beurteilt. Die Vorgehensweise war standardisiert, aber keine wissenschaftliche Methode, die auf Validität und Reliabilität überprüft wurde. Die 90 Grad Winkel zum Boden konnten nur nach Augenmaß mit Hilfe der Referenzlinien in Form von Bodenmarkierungen mit dem Programm Kinovea gesetzt werden. Dabei spielte auch die Ausrichtung der Kamera eine wichtige Rolle. Das Stativ und die Kamera wurden sorgfältig mit einer Wasserwaage eingestellt und fixiert. Die Kamera wurde

mittels Fernbedienung gesteuert, um keine versehentliche Veränderung der Position zu verursachen. Dennoch kann mit dieser Vorgehensweise keine standardisierte Ausgangsstellung der Kamera und keine exakt horizontale Ausrichtung garantiert werden. Die Ergebnisse der Auswertung der Beinachse sind zur Vereinfachung der Auswertung in drei Kategorien unterteilt worden und sind somit ordinal skalierte Daten. Diese drei Kategorien umfassen jedoch eine unterschiedliche Spannweite. Kategorie 0, keine Valgus-Stellung im Knie, beinhaltet neben neutralen Beinachsenstellungen auch alle Formen von Varus-Stellungen im Knie. Kategorie 1, leichte Valgus-Stellung, setzt sich nur aus jenen Beinachsenstellungen zusammen, bei denen die distale Patellaprojektion exakt auf dem ersten Zehenstrahl liegt. Die dritte Kategorie, starke Valgus-Stellung, umfasst alle Beinachsenabweichungen, bei denen die distale Patellaprojektion medial des ersten Zehenstrahls und somit über dem Boden liegt. Das breit gefächerte Ausmaß der starken Valgus-Stellung wird in dieser Kategorie nicht berücksichtigt. Der Median der Auswertungsdaten der Beinachsenstellungen in der Gruppe 1 wäre 1,5. Das bedeutet, die Gruppe 1 hätte im Mittel eine Beinachse, die zwischen der leichten und der starken Valgus-Stellung liegt. Doch dies hätte in Anbetracht der breiten Streuung der Kategorie 2 keine wirkliche Bedeutung. Deshalb konnten die Daten der Valgus-Stellung im Kniegelenk bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge nur beschreibend ausgewertet und dargestellt werden. Ein valider Nachweis der Signifikanz des Ergebnisses war somit nicht möglich.

Wie zuvor oben erwähnt, ist die eingeschränkte DEB im Sprunggelenk nicht die einzige Komponente, die die Beinachse negativbeeinflussen kann. Eine Problemstellung des Hüftgelenks kann ebenso zu vermehrter Innenrotation und Adduktion des Femurs führen und so die Beinachse beeinflussen. Gründe könnten eine Schwäche oder verminderte neuronale Ansteuerung der gesamten Glutealmuskulatur sein, die die Hüftgelenksstellung während der Kniebeuge nicht effizient stabil halten kann (Padua et al., 2012). Weiters könnte eine erhöhte Spannung der Adduktoren den Femur in Adduktion und leichte Innenrotation ziehen und so die Beinachse beeinträchtigen. Demnach wäre eine Untersuchung der Beweglichkeit und Kraft der Hüftgelenke der Probanden hilfreich gewesen, um Rückschlüsse zu ziehen, ob auch noch andere Komponenten die Beinachse negativ beeinflusst haben.

Die Beinachsenergebnisse selbst könnten jedoch auch durch die vorgegebene Ausgangsstellung der Füße beeinflusst worden sein. Die Fußstellung wurde als Referenzpunkt zur Beurteilung der Beinachse aus Sicht der Frontalebene bei der Videoanalyse so vorgegeben, dass die Füße etwa schulterbreit parallel zueinander mit den Zehen auf die Kamera gerichtet stehen mussten. Somit konnten die individuellen Beinachsenstellungen miteinander

der verglichen werden. Viele Probanden wirkten jedoch merklich irritiert von dieser Fußstellung. Manche Probanden konnten die erforderliche Tiefe von 90 Grad Knieflexion bei den ersten Wiederholungen der Überkopfkniebeuge nur unter gleichzeitigem nach außen drehen der Füße in Richtung einer Divergenz erreichen. Sie wurden dann aufgefordert, die abweichende Fußstellung zu korrigieren. Dies war für manche Probanden gar nicht möglich, wenn sie eine Kniebeugentiefe von 90 Grad Knieflexion erreichen wollten. McMillian et al. (2016) beschreiben in ihrer Studie, dass die genormte Ausgangsstellung der Füße mit geringer Standbreite des FMS, die in dieser Arbeit verwendet wurde, die Bewegungsqualität der Kniebeuge negativ beeinflussen kann. Diese Theorie scheint plausibel, denn durch die geringe Standbreite und die parallele Ausrichtung der Füße kommt es automatisch zu einer Vorpositionierung in Richtung Adduktion und vermehrter Innenrotation in beiden Hüftgelenken. Die Stellung der Hüfte in weniger Abduktion als bei einer normalen Kniebeuge könnte es für die Probanden erschwert haben, ihre Beinachse zu stabilisieren. Die gewählte Ausgangsstellung ist für die meisten Probanden mit hoher Wahrscheinlichkeit ungewohnt gewesen. Auch McMillian et al. (2016) beschreiben, dass eine selbst ausgesuchte Fußstellung ein aussagekräftigeres Ergebnis über die wirkliche Bewegungsqualität der Kniebeuge liefert. Diese Möglichkeit ist bei einem 3D Motion Capture System eher gegeben, wenn es zur Verfügung steht. Denn dann ist die Ausgangsstellung für die Analyse der Beinachse nicht relevant, sondern lediglich eine Sache der Standardisierung. Sie kann also auch mit leicht divergent platzierten Füßen gewählt werden.

Eine weitere fragliche Komponente der Studie ist die Messung der Beweglichkeit mit dem Goniometer. In der Studie von Konor, Morton, Eckerson, & Grindstaff (2012) wurden drei Messvarianten zur Feststellung der DEB im Sprunggelenk auf ihre Reliabilität untersucht. Alle Messungen wurden in einer gewichtstragenden Lunge Position bei der Wand durchgeführt. Verwendet wurden dabei ein Inklinometer, ein Goniometer und die Tape-Measure Methode, bei der der Abstand des Fußes zur Wand gemessen wird. Bei der Studie kam heraus, dass der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (englische Bezeichnung „Intraclass-Correlation“, ICC) bei der Verwendung des Inklinometers und der Tape-Measure Methode höher war (ICC=0.96-0.99) als bei der Goniometermessung (ICC=0.85-0.96). Die Reliabilität aller drei Methoden gilt also generell als gut (ICC>0.85). Da der Wert der minimalsten erkennbaren Veränderung (englische Bezeichnung „minimal detectable change“, MDC) bei der Messung mit dem Inklinometer jedoch am geringsten war (MDC=4,5 Grad-6,1 Grad), empfehlen Konor et al. (2012) von allen drei Methoden die Verwendung des Inklinometers. Den MDC der Goniometermessung gaben sie mit 3,7 bis 7,7 Grad an. Das bedeutet, dass

eine Veränderung von 3 Grad DEB im Sprunggelenk bei der aktuellen Studie mit dem Goniometer eventuell hätte übersehen werden können. In Bezug auf den Seitenunterschied zwischen der DEB des linken und rechten Sprunggelenks könnte dies bedeuten, dass ein Proband durch eine Messungenauigkeit vielleicht fälschlicherweise einer Gruppe zugeteilt wurde. Bei der Durchführung der Messungen dieser Arbeit stand aufgrund der zuvor bereits genannten Umstände und Gegebenheiten kein Inklinometer zur Verfügung. Um trotzdem möglichst reliable Werte zu erhalten, wurden alle Messungen mit dem Goniometer von derselben Testperson durchgeführt. Elveru, Rothstein, und Lamb (1988) und Boone et al. (1978) haben herausgefunden, dass die Reliabilität der Goniometer Messung am besten ist, wenn wiederholte Messungen mit nur einem/r TesterIn durchgeführt werden. So erhält man möglichst vergleichbare Werte. Trotzdem ist zu erwähnen, dass die Testerin, die in dieser Studie die Messungen an allen Probanden vornahm, keine langjährige Praxiserfahrung im Umgang mit einem Goniometer vorweisen kann.

Die Limitationen dieser Studie umfassen also die geringe Probandenanzahl, die Wahl der Ein- und Ausschlusskriterien, die vorgegebene Standbreite bei der Überkopfkniebeuge, die zweidimensionale Beurteilung der dynamischen Beinachse und die Reliabilität der Goniometermessung. Unter Beachtung dieser möglichen Fehlerquellen können die Ergebnisse in diesem Rahmen als Anregung für weiterfolgende Forschungen verwendet werden.

7 Schlussfolgerung und Ausblick (MK, LS)

Im folgenden Kapitel haben sich die Autorinnen überlegt welche Schlussfolgerungen aus der aktuellen Studie gezogen werden können. Außerdem wird dargelegt, welche zukünftigen Studien zu dieser Thematik sinnvoll wären und was bei diesen zu beachten ist.

7.1 Schlussfolgerung (LS)

In dieser Studie wurde bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge mit einer einseitigen Einschränkung der DEB im Sprunggelenk eine Tendenz zur Valgus-Stellung im Kniegelenk festgestellt. Man kann vermuten, dass eine einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk eine Valgus-Stellung im Kniegelenk hervorruft. Diese Stellung beziehungsweise dieses Bewegungsverhalten lässt das Verletzungsrisiko steigen. Es ist wichtig den Effekt der verminderten DEB im Sprunggelenk auf die Beinachse zu kennen, denn die Valgus-Stellung im Kniegelenk ist verantwortlich für das Auftreten vieler Verletzungen. Beispielsweise besagt die Studie von Rabin et al. (2017), dass diese Stellung den Riss beziehungsweise Einriss des vorderen Kreuzbandes zur Folge haben kann. Auch das Auftreten von Patellofemoralem Schmerz und von Patella- beziehungsweise Achillessehnentendinopathien kann durch die fehlerhafte Hüft- und Kniegelenkskinematik hervorgerufen werden. Das Auftreten von Frakturen und Supinationstraumen folgt dann aus dem Zusammenspiel zwischen der eingeschränkten DEB im Sprunggelenk und der daraus abnehmenden dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit (Rabin & Kozol, 2017).

Vor allem im Bereich des Profisports sollten Verletzungen vorgebeugt werden. Die Studie zeigt also, dass die einseitig verminderte DEB im Sprunggelenk einen Risikofaktor für Verletzungen darstellt. Es ist wichtig zu wissen, dass nicht nur das Hüftgelenk ausschlaggebend für die Valgus-Stellung im Kniegelenk sein kann, sondern auch das Sprunggelenk ursächlich mitwirken kann. Vor allem beim Beinachsentraining sollte dieser Aspekt miteinbezogen werden. Wenn man die DEB im Sprunggelenk verbessert, sowohl durch manualtherapeutische Maßnahmen als auch durch Weichteiltechniken oder andere Maßnahmen zur Tonusreduktion der Unterschenkelmuskulatur, kann dies also die Grundvoraussetzungen herstellen, die dem/r SportlerIn eine Beinachsenkorrektur ermöglichen. Durch „klassisches“ Beinachsentraining mit hohen Wiederholungszahlen kann diese Beinachsenkorrektur automatisiert werden. Somit lässt sich das Verletzungsrisiko minimieren. Auch Dill et al. (2014) betonen in ihrer Studie, dass die beidseitige Verbesserung der DEB im Sprunggelenk eine bedeutende Methode ist um Verletzungen vorzubeugen. Bei der einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk sollte somit mit der Therapie die Beweglichkeit beider

Sprunggelenke möglichst angeglichen werden. Zur Verbesserung der DEB im Sprunggelenk sollten alle möglichen Einflussfaktoren, die die Beweglichkeit hemmen könnten, befundet und anschließend behandelt werden. Dies sind einerseits die Dehnbarkeit des M. Gastrocnemius und M. Soleus und andererseits die optimalen biomechanischen Voraussetzungen des Sprunggelenks. Nur wenn alle diese Faktoren in Betracht gezogen werden, kann die einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk effektiv behandelt werden.

Um eine einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk im Vorfeld zu verhindern, sollte als präventive Maßnahme bereits im Training versucht werden, die Beweglichkeit beider Beine annähernd gleichmäßig zu beanspruchen. Dies kann in Form von bilateralen Maßnahmen zur Beweglichkeitsverbesserung wie Dehnen oder Mobilisation geschehen, oder durch gleichmäßige Verwendung der linken und rechten unteren Extremität bei verschiedenen Schuss- oder Passübungen.

7.2 Ausblick (MK)

Dieses Kapitel befasst sich mit den Überlegungen der Verfasserinnen zu weiterführender Forschung. Wenn hier von abgewandelten Formen dieser Studie gesprochen wird, sollten bei der Durchführung die in Absatz 6.2 Limitationen der Arbeit beschriebenen Verbesserungsvorschläge beachtet werden.

Die Ergebnisse dieser Studie deuten einen Zusammenhang zwischen der einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk und der Valgus-Stellung im Kniegelenk bei der Überkopfkniebeuge an. Dieser Zusammenhang wurde auch bereits einer beidseitigen Einschränkung der DEB im Sprunggelenk bewiesen (Bell et al., 2012; Macrum et al., 2012). Beide Varianten der Sprunggelenkeinschränkung können also ein erhöhtes Verletzungsrisiko zur Folge haben. Es stellt sich nun die Frage, welche der beiden Varianten zu einer höheren Abweichung der Beinachse führt und somit einen größeren Einfluss auf die Verletzungshäufigkeit hat. Daher wäre das Ziel einer weiterführenden Studie drei Probandengruppen zu vergleichen: Eine Gruppe mit einseitig eingeschränkter DEB im Sprunggelenk, eine Gruppe mit einer DEB Einschränkung in beiden Sprunggelenken und eine Kontrollgruppe ohne Einschränkungen. Dies würde zeigen, welche der beiden genannten Bewegungseinschränkungen einen größeren Einfluss auf die Valgus-Stellung im Kniegelenk hat.

Des Weiteren wäre im Hinblick auf die Schwierigkeit der Überkopfkniebeuge interessant, ob ihre Ausgangsstellung mit erhobenen Armen und geringer Standbreite die Qualität der dynamischen Beinachse beeinträchtigt. Ein Vergleich der Beinachse bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge mit der Beinachse bei der Durchführung einer regulären Kniebeuge

von Probanden mit einseitiger DEB Einschränkung im Sprunggelenk und Kontrollprobanden ohne Einschränkungen im Sprunggelenk würde neue Erkenntnisse bringen. Diese können in der Prävention einen Hinweis darauf geben, ob die Überkopfkniebeuge als Teil des FMS eine valide Aussage über die dynamische Beinachsen Kontrolle der Getesteten trifft, oder nur über ihre Fähigkeit eine Überkopfkniebeuge ordentlich ausführen zu können.

Die Forschungsfrage dieser Arbeit bezog sich speziell auf männliche Fußballer. Doch gerade Frauen haben eine erhöhte Anfälligkeit für Beinachsenabweichungen sowohl in der Statik als auch in der Dynamik (Myer et al., 2010). Die Forschungsfrage auch an Frauen zu überprüfen, wäre daher im Vergleich mit den Ergebnissen der Männer empfehlenswert. In Bezug auf die Sportart könnten daraus vielleicht Erkenntnisse für das präventive Training im Frauenfußball gewonnen werden. Würden Frauen noch einen deutlicheren Zusammenhang zwischen der einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk mit der Valgus-Stellung im Kniegelenk bei der Überkopfkniebeuge aufweisen, sollten Maßnahmen zur Reduktion oder Prävention der einseitigen Einschränkung im Sprunggelenk in die Trainingspläne von Frauenfußballmannschaften aufgenommen werden. Andererseits könnte es auch sein, dass Frauen allgemein beweglicher sind und dadurch, ausgenommen traumatische Umstände, weniger zu einer einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk neigen und die vermehrte Beinachsenabweichung einen anderen Hintergrund hat. Dies würde dann bedeuten, dass die einseitig eingeschränkte DEB im Sprunggelenk und ihre Folgen eher ein Männerproblem darstellen.

Wie Padua et al. (2012) beweisen, kann die Beinachse auch von proximal negativ beeinflusst werden. Diese Tatsache sollte man in einer weiterführenden Studie miteinbeziehen. Das Ziel dieser Studie könnte sein, herauszufinden, ob bei den Probanden mit einer eingeschränkten DEB im Sprunggelenk auch eine verminderte Beweglichkeit oder Kraft der Hüftgelenke besteht. Dazu wäre das Studiendesign ähnlich wie in der aktuellen Studie zu wählen. Man vergleicht zwei Gruppen miteinander, eine Gruppe ohne Einschränkung der DEB im Sprunggelenk und eine Gruppe mit einer Einschränkung der DEB im Sprunggelenk. Zusätzlich werden die Beweglichkeit und Kraft im Hüftgelenk in beiden Gruppen getestet. In dieser weiterführenden Studie kann man so unterscheiden, ob die Valgus-Stellung im Kniegelenk wirklich von der verminderten DEB im Sprunggelenk verursacht wird oder ob auch eine verminderte Beweglichkeit beziehungsweise Kraft im Hüftgelenk eine Rolle für die Valgus-Stellung im Kniegelenk spielt.

Ein letzter großer Punkt, der nach der Durchführung dieser Studie offengeblieben ist, ist die Rolle der Gewichtsverlagerung bei einer einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk.

Ursprünglich war geplant, diesen Zusammenhang auch zu untersuchen. Doch aufgrund einer fehlenden transportablen Druckmessplatte am Ort der Durchführung konnte sie nicht eruiert werden. Die Vermutung der Autorinnen dieser Arbeit wäre gewesen, dass sich der Körperschwerpunkt auf die Seite des nicht betroffenen Beines verschiebt. Dies wurde vermutet, weil die Probanden am nicht betroffenen Bein womöglich ihre vorhandene Beweglichkeit ausschöpfen würden und dadurch mehr Gewicht zur beweglicheren Seite verlagert wird. Somit entsteht auch eine Verschiebung des Beckens, woraus wiederum eine Veränderung der Beinachsenstellung entstehen könnte. In einer Studie zu dieser Fragestellung wäre die Vorgangsweise ähnlich der aktuellen Studie. Man vergleicht zwei Gruppen miteinander: Eine Gruppe mit einer einseitigen Einschränkung der DEB im Sprunggelenk und eine Gruppe ohne Einschränkung der DEB im Sprunggelenk. Der Ablauf der Untersuchung wäre ähnlich dem der aktuellen Studie. Der Proband steht bei der Durchführung der Überkopfkniebeuge aber nicht auf einem normalen Boden, sondern auf einer Druckmessplatte. So können die Werte der Gewichtsverteilung mit der gleichzeitig auftretenden Beinachsenstellung in Beziehung gesetzt werden. Daraus könnte man einen möglichen Zusammenhang zwischen der einseitig eingeschränkten DEB im Sprunggelenk, der daraus resultierenden Gewichtsverlagerung und der auftretenden Beinachsenabweichung und somit erhöhten Verletzungsanfälligkeit ableiten.

Allgemein ist zu erwähnen, dass diese Studie bei einem erneuten Versuch mit mehr ProbandInnen, eindeutigeren Kriterien für Gruppe 1 und einer wissenschaftlich erprobteren Methodik durchgeführt werden würde. So könnte man die gezeigten Tendenzen dieser Studie auch signifikant beweisen oder widerlegen.

8 Literaturverzeichnis

- Aspe, R. R., & Swinton, P. A. (2014). Electromyographic and Kinetic Comparison of the Back Squat and Overhead Squat: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2827–2836. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000462>
- Auferoth, S. J., & Joseph, J. (1988). EXERCISE TECHNIQUES: The overhead squat. *Strength & Conditioning Journal*, 10(5), 24.
- Barnett, C. H., & Napier, J. R. (1952). The axis of rotation at the ankle joint in man; its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. *Journal of Anatomy*, 86(1), 1–9.
- Bell, D. R., Oates, D. C., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2013). Two- and 3-Dimensional Knee Valgus Are Reduced After an Exercise Intervention in Young Adults With Demonstrable Valgus During Squatting. *Journal of Athletic Training*, 48(4), 442–449. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.16>
- Bell, D. R., Vesci, B. J., DiStefano, L. J., Guskiewicz, K. M., Hirth, C. J., & Padua, D. A. (2012). Muscle Activity and Flexibility in Individuals With Medial Knee Displacement During the Overhead Squat. *Athletic Training & Sports Health Care*, 4(3), 117–125. <https://doi.org/10.3928/19425864-20110817-03>
- Bishop, C., Edwards, M., & Turner, A. N. (2016). Screening movement dysfunctions using the overhead squat. *Professional Strength and Conditioning*, (42), 22–30.
- Bishop, C., Villaire, A., & Turner, A. N. (2016). Addressing movement screens by using the overhead squat. London Institute of Sport. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/301202255_Addressing_movement_screens_by_using_the_overhead_squat
- Boone, D. C., Azen, S. P., Lin, C. M., Spence, C., Baron, C., & Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy*, 58(11), 1355–1360.
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Clark, M., Lucett, S., & Sutton, B. G. (Eds.). (2014). *NASM essentials of corrective exercise training* (First edition revised). Burlington, MA: Jones & Bartlett Learning.
- Clifton, D. R., Grooms, D. R., & Onate, J. A. (2015). Overhead deep squat performance predicts functional movement screen™ score. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(5), 622–627.
- Cook, G., Burton, L., Hoogenboom, B. J., & Voight, M. (2014). Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(3), 396–409.
- de la Motte, S. J., Gribbin, T. C., Lisman, P., Beutler, A. I., & Deuster, P. (2016). The Interrelationship of Common Clinical Movement Screens: Establishing Population-Specific Norms in a Large Cohort of Military Applicants. *Journal of Athletic Training*, 51(11), 897–904. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.9.11>
- Dill, K. E., Begalle, R. L., Frank, B. S., Zinder, S. M., & Padua, D. A. (2014). Altered Knee and Ankle Kinematics During Squatting in Those With Limited Weight-Bearing–Lunge Ankle-Dorsiflexion Range of Motion. *Journal of Athletic Training*, 49(6), 723–732. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.29>
- Ekstrand, J., Häggglund, M., & Waldén, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 553–558. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.060582>
- Elveru, R. A., Rothstein, J. M., & Lamb, R. L. (1988). Goniometric reliability in a clinical setting. Subtalar and ankle joint measurements. *Physical Therapy*, 68(5), 672–677.
- Hasegawa, I. (2004). Using the overhead squat for core development. *NSCA's Performance Training Journal*, 3(6), 19–21.
- Kafka, B., & Jenewein, O. (2013). *Functional Fitness für Radsportler: der neue Fitnesstrend für Anfänger, Fortgeschrittene und Profis* (1. Aufl). Bielefeld: Delius Klasing.

- Kenyon, K., & Kenyon, J. (2014). *Praxiswissen Physiotherapie: das Taschenbuch für den Therapiealltag*. (R. Preis, Trans.) (1. Auflage, adaptierte und ergänzte Übersetzung). München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Konor, M. M., Morton, S., Eckerson, J. M., & Grindstaff, T. L. (2012). Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(3), 279–287.
- Lima, Y. L., Ferreira, V. M. L. M., de Paula Lima, P. O., Bezerra, M. A., de Oliveira, R. R., & Almeida, G. P. L. (2018). The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, 29, 61–69. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.07.003>
- López-Valenciano, A., Ayala, F., Vera-García, F. J., Croix, M. de S., Hernández-Sánchez, S., Ruiz-Pérez, I., ... Santonja, F. (2017). Comprehensive profile of hip, knee and ankle ranges of motion in professional football players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07910-5>
- Luciano, A. de P., & Lara, L. C. R. (2012). Epidemiological study of foot and ankle injuries in recreational sports. *Acta Ortopédica Brasileira*, 20(6), 339–342. <https://doi.org/10.1590/S1413-78522012000600005>
- Macrum, E., Bell, D. R., Boling, M., Lewek, M., & Padua, D. (2012). Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(2), 144–150.
- McMillian, D. J., Rynders, Z. G., & Trudeau, T. R. (2016). Modifying the Functional Movement Screen Deep Squat Test: The Effect of Foot and Arm Positional Variations. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(4), 973–979. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001190>
- Monteiro, E. R., Škarabot, J., Vigotsky, A. D., Brown, A. F., Gomes, T. M., & Novaes, J. da S. (2017). Acute effects of different self-massage volumes on the FMS™ overhead deep squat performance. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(1), 94–104.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Goodman, A., Ceasar, A., Rauh, M. J., ... Hewett, T. E. (2010). The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 700–707. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.001>
- Padua, D. A., Bell, D. R., & Clark, M. A. (2012). Neuromuscular Characteristics of Individuals Displaying Excessive Medial Knee Displacement. *Journal of Athletic Training*, 47(5), 525–536. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.5.10>
- Platzer, W. (2013). *Bewegungsapparat* (11., überarbeitete Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Post, E. G., Olson, M., Trigsted, S., Hetzel, S., & Bell, D. R. (2017). The Reliability and Discriminative Ability of the Overhead Squat Test for Observational Screening of Medial Knee Displacement. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(1). <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0178>
- Rabin, A., & Kozol, Z. (2017). Utility of the Overhead Squat and Forward Arm Squat in Screening for Limited Ankle Dorsiflexion: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(5), 1251–1258. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001580>
- Rabin, A., Kozol, Z., Spitzer, E., & Finestone, A. S. (2015). Weight-Bearing Ankle Dorsiflexion Range of Motion—Can Side-to-Side Symmetry Be Assumed? *Journal of Athletic Training*, 50(1), 30–35. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.40>
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>

A Anhang

Bitte ausgefüllt schicken an
kontakt@fussballmedizin.at



Athletikprofil – Infoblatt

Name:

Geburtstag:

Größe:

Gewicht:

Trainingsstunden außer Fußball (Laufen, Kraft, ...) / Woche:

Wieviel Jahre spielst du schon Fußball:

Bitte ankreuzen:

Tormann / Verteidiger / Mittelfeld / Sturm

Linkshänder / **Rechtshänder**

Linksfuß / **Rechtsfuß**

Sprungbein **Links** / Sprungbein **Rechts**

Welche Verletzungen hattest du bisher und wann? (z.B. Kreuzbandriss Links
1.4.2015-1.11.2015)

Ich erkläre mich hiermit einverstanden, dass meine Daten und Ergebnisse der Testung, anonymisiert zu statistischen Zwecken verwendet werden dürfen:

Unterschrift:

B Anhang

Physiotherapie



gesundheit



Vereinbarung Physiotherapie

<p>Auszufüllen von dem/der Teilnehmer/in</p> <p>Name:</p> <p>Anschrift:</p>
<p>Auszufüllen vom Studiengang Physiotherapie</p> <p>Gegenstand der Vereinbarung:</p> <p><input type="checkbox"/> Projekt:Fussballmed.</p> <p><input type="checkbox"/></p> <p><input type="checkbox"/></p>
<p>Auszufüllen vom Studiengang Physiotherapie</p> <p>Folgende Maßnahmen werden von den Studierenden durchgeführt:</p> <p>Testung Beweglichkeit / Kraft</p> <p>Ärztliche Abklärung und Freigabe notwendig?</p> <p><input type="checkbox"/> Nein</p>

Dem Sportler erhält auf Wunsch eine Kopie dieser Einverständniserklärung in elektronischer oder Papierform.



Auszufüllen von dem/der Teilnehmer/in

Ich bin damit einverstanden, dass in Zusammenhang mit dieser Teilnahme gemachte Fotos oder Videos von meiner Person

- nicht veröffentlicht¹
- nur anonymisiert und unter Unkenntlichmachung meines Gesichts veröffentlicht
- vollständig veröffentlicht

werden dürfen. Diese Zustimmung kann jederzeit widerrufen werden.

Der/die oben angeführte Teilnehmer/in stimmt nachfolgenden, für die Teilnahme erforderlichen Bedingungen zu:

Diese Maßnahmen werden ausschließlich von Studierenden unter Aufsicht bzw. mit Rücksprache von externen BetreuerInnen oder hauptberuflich Lehrenden durchgeführt und ersetzen keine ärztliche Therapie oder Medikamente. Während der Teilnahme ist selbständig auf eine mögliche Überbelastung zu achten. Bei jeglichen Anzeichen ist sofort die Maßnahme abubrechen und der/die betreuende Studierende zu informieren.

Die Teilnahme ist freiwillig und erfolgt gegebenenfalls erst nach ärztlicher Abklärung und Freigabe. In diesem Fall ist dieser Vereinbarung eine Zustimmung der/des behandelnden Ärztin/Arztes beizulegen. Die Tests werden ausschließlich von Studierenden abgewickelt, die sich noch in Ausbildung befinden. Durch die Betreuung durch hauptberuflich Lehrende ist eine professionelle Abwicklung zwar weitgehend gesichert, für unvorhersehbare Fehler aufgrund des Kenntnisstandes der Studierenden können jedoch keine verbindlichen gesundheitlichen Aussagen gemacht werden und kann die Fachhochschule St. Pölten keine Haftung übernehmen.

Alle vom Teilnehmer/von der Teilnehmerin bekanntgegebenen Informationen und Daten werden seitens der Studierenden und der FH St. Pölten vertraulich behandelt und nicht an unberechtigte Dritte weitergegeben, sofern dafür keine Zustimmung vorliegt.

Die Ergebnisse werden ausschließlich anonymisiert veröffentlicht.

Datum, Unterschrift

¹ Veröffentlichen: auf Homepage, Kongressen, in Lehre und Forschung innerhalb der FH