

# **BACHELORARBEIT II**

Titel der Bachelorarbeit

**Beinachse im Stand, Beinachse nach einem vertikalen  
Sprung – gibt es einen Zusammenhang?**

Verfasser

**Matthias Bräuer**

angestrebter akademischer Grad

**Bachelor of Science in Health Studies (BSc)**

St. Pölten, 2019

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang

PT 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

# I. Abstract - Deutsch

## **Hintergrund:**

Die Korrelation von dynamischen Malalignments der unteren Extremität und Traumata bzw chronischen Schmerzzuständen ist zwar ein bereits beforschtes Gebiet, allerdings gibt es kaum, bzw keine Forschung zu dem Zusammenhang zwischen statischer Beinachse und der Beinachse nach einem vertikalen Sprung. Falls die Forschung hier einen Zusammenhang entdecken würde, könnte dies einen Schritt vorwärts auf dem Gebiet der Früherkennung von Risikofaktoren für traumatische/orthopädische Pathologien bedeuten.

**Zielsetzung:** Das Ziel ist die hermeneutische Auseinandersetzung mit den Auswirkungen der Beinachse in Dynamik auf die Entstehung von Pathologien anhand zweier Beispiele (Ruptur des vorderen Kreuzbands und patellofemorales Schmerzsyndrom). Zusätzlich soll anhand einer Studie erforscht werden, ob es einen Zusammenhang zwischen der Beinachse im Stand und der Beinachse nach einem vertikalen Sprung gibt. Im Idealfall leistet diese Studie Grundlagenarbeit zur Früherkennung von Risikofaktoren für die beiden eingangs erwähnten Pathologien.

**Methodik:** Diese Studie wird als Korrelationsstudie geführt. Es werden weibliche Fußballspielerinnen (Freizeitathletinnen) im Alter zwischen 17 und 28 Jahren rekrutiert. Mithilfe eines Markersystems und einer Video-Bewegungsanalysesoftware werden die Veränderungen von Gelenkwinkeln der unteren Extremität von Statik zu Dynamik, während eines Drop Vertical Jumps, untersucht.

**Ergebnisse:** Bei der Untersuchung der Korrelation zwischen Hüftwinkel in Statik und Hüftwinkel in Dynamik konnte ein signifikantes Ergebnis ermittelt werden ( $r=0,669$ ,  $p=0,009$ ). Für alle anderen untersuchten Korrelationen lagen die p-Werte über dem Signifikanzniveau ( $p=0,05$ ) – Schwankungsbreite für r der nicht-signifikanten Ergebnisse: - 0,429 bis 0,494.

**Schlussfolgerung:** Aufgrund der ermittelten Ergebnisse und deren Signifikanzniveaus, beschränken sich die Implikationen dieser Arbeit auf die Korrelation von Hüftadduktion in Statik und Dynamik. Anhand der erhobenen Daten kann davon ausgegangen werden, dass die Hüftadduktion in Statik, bei Interpretation durch kompetente Kliniker, eine prädiktive Rolle bei der Entstehung von PFSS und Rupturen des VKB spielen kann.

**Schlüsselwörter:** *Beinachse, Knievalgus, Ruptur vorderers Kreuzband, patellofemorales Schmerzsyndrom*

## II. Abstract - Englisch

**Background:** The correlation between dynamic leg malalignment and trauma/chronic pain disorder has already been a topic in a vast amount of research. Although there is little to none research on the correlation between static leg alignment and dynamic leg alignment after a drop vertical jump task. If research here was to find a correlation in this area, this maybe could imply a step ahead to early recognition of risk factors for traumatic and/or orthopedic pathologies.

**Objective:** This thesis aims for a hermeneutic approach on the area of effects of the dynamic leg alignment on the development of pathologies using the examples of rupture of the anterior cruciate ligament and patellofemoral pain syndrome. Additionally, this thesis wants to research if there is any correlation between static leg alignment and dynamic leg alignment after a drop vertical jump task. Ideally this study contributes as fundamental research to early recognition of risk factors for both pathologies mentioned above.

**Methods:** This study will be conducted as a correlational study. Female football players (recreational) of the age between 17 and 28 will be recruited. Under the use of a marker system and a video motion analysis software, changes of the joint angles of the lower extremity between static and dynamic leg alignment during a drop vertical jump task will be examined.

**Results:** Only for the correlation between the static hip adduction angle and the dynamic hip adduction angle a statistically significant result was found ( $r=0,669$ ,  $p=0,009$ ). For every other examined correlation the p-values determined non-significance of the findings ( $p=0,05$ ).

**Conclusion:** Because there was found a significant correlation for only two measured variables, the implications of this study are reduced to the findings for the correlation of static and dynamic hip adduction. If interpreted by competent and experienced clinicians, the findings for static hip adduction may play a predictive role in the pathogenesis of PFPS and ruptures of the ACL.

**Key words:** *leg alignment, knee valgus, rupture of the anterior cruciate ligament, patellofemoral pain syndrome*

# Inhalt

1	Einleitung.....	1
1.1	Beinachse allgemein.....	1
1.2	Patellofemorales Schmerzsyndrom.....	3
1.2.1	Entstehung.....	4
1.3	Ruptur des vorderen Kreuzbands .....	5
1.3.1	Entstehung .....	6
1.4	Aktuelle Studienlage .....	7
1.4.1	Beinachse bei PFSS.....	8
1.4.2	Beinachse bei Ruptur des VKB.....	9
1.5	Forschungsfrage.....	11
2.1	Studiendesign .....	13
2.2	Probandenrekrutierung – Einschluss- und Ausschlusskriterien .....	13
2.3	Ablauf der Messungen .....	13
2.4	Material.....	15
2.4.1	Video – Bewegungsanalysesoftware („Kinovea“).....	16
2.5	Messmethoden .....	17
2.6	Statistisches Auswertungsverfahren .....	19
3	Ergebnisse.....	20
3.1	Demografische Daten .....	20
3.2	Ergebnisse der Messungen in Statik .....	20
3.3	Ergebnisse der Messungen in Dynamik .....	21
3.4	Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (Spearman).....	22
4	Diskussion .....	26
4.1	Interpretation der Ergebnisse .....	26
4.2	Interpretation der Ergebnisse der Messungen in Statik .....	27
4.3	Interpretation der Ergebnisse der Messungen in Dynamik .....	28
4.4	Ergebnisse zu Forschungshypothese 1.....	29
4.5	Ergebnisse zu Forschungshypothese 2.....	30
4.6	Ergebnisse zu Forschungshypothese 3.....	31
4.7	Ergebnisse zu Forschungshypothese 4.....	32
4.8	Limitationen.....	32
4.8.1	Limitationen der gefundenen Ergebnisse .....	33
4.8.2	Limitationen der Datenerhebung .....	33
5	Schlussfolgerung und Ausblick .....	35
5.1	Schlussfolgerung.....	35
5.2	Ausblick .....	35

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Beinachse mechanisch (links, „Mikulicz-Linie“) und Beinachse anatomisch (rechts) (Burghardt, 2007) – die Abkürzungen (LPFA, mL DFA, ...) sind für das Verständnis dieser Abbildung nicht relevant. ....	2
Abbildung 2: Inzidenz der Ruptur des vorderen Kreuzbandes in Korrelation zum Alter in der US-amerikanischen Gesamtbevölkerung (Sanders u. a., 2016).....	5
Abbildung 3 Externe Kniegelenksmomente in den drei Freiheitsgraden (Weiss & Whatman, 2015).....	7
Abbildung 4: Rotation im Kniegelenk bei ACL-Ruptur – die dicke schwarze Linie zeigt den Mittelwert für die Rotation im Kniegelenk (Koga u. a., 2010).....	10
Abbildung 5: statistische Auswertung dominantes Bein .....	14
Abbildung 6: Verwendetes Kameraequipment in Rück- und Seitenansicht .....	15
Abbildung 7: Markerpositionen (modifiziert nach: Hewett u. a., 2005) – die rot markierten Markerpositionen werden in dieser Studie verwendet .....	16
Abbildung 8: Messung Knievalgus (eigenes Foto) .....	17
Abbildung 9: Messung Hüftadduktion (eigenes Foto).....	18
Abbildung 10: Korrelation Knievalgus/-varus statisch links – Knievalgus/-varus statisch rechts – schwache, negative Korrelation.....	23
Abbildung 11: Korrelation Knievalgus/-varus statisch links – Hüftadduktion/-abduktion statisch links – mittlere, positive Korrelation.....	23
Abbildung 12: Korrelation Hüftadduktion/-abduktion statisch links – Hüftadduktion/-abduktion dynamisch links – starke, positive Korrelation.....	24

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Demografische Daten der Probandinnen.....	20
Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichung der Messwerte in Statik .....	21
Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichung der Messwerte in Dynamik .....	22
Tabelle 4: Korrelationskoeffizient und p-Wert der ermittelten Korrelationen .....	25

## Abkürzungsverzeichnis

ACL	Anterior Cruciate Ligament
PFPS	Patellofemoral Pain Syndrome
PFSS	Patellofemorales Schmerzsyndrom
VKB	Vorderes Kreuzband
WNBA	Womens National Basketball Association
NBA	National Basketball Association
ÖFB	Österreichischer Fußballbund
SIAS	Spina Iliaca Anterior Superior
SD	Standardabweichung
DVJ	Drop-Vertical-Jump

## **Vorwort**

Danke an meine Eltern für die unvergleichliche Unterstützung während meiner gesamten Studienzeit – per aspera ad astra.

Danke an Barbara Wondrasch, PT, PhD für die professionelle Betreuung dieser Arbeit.

# 1 Einleitung

In der vorliegenden Arbeit soll gezeigt werden, welche Aspekte für die Erhaltung der physiologischen Beinachse in Statik und Dynamik wichtig sind.

Das Hauptaugenmerk soll dabei auf Zusammenhänge zwischen der Beinachse in Statik und der Beinachse nach einem vertikalen Sprung gelegt werden und ob, sich eventuell zeigende, Auffälligkeiten Indikatoren zur Risikovergrößerung für bestimmte Pathologien bei den Probandinnen sein können.

Bei den angesprochenen Pathologien handelt es sich zum einen um das Patellofemorale Schmerzsyndrom (PFSS), zum anderen um die Ruptur des vorderen Kreuzbandes.

Diese werden aufgrund ihrer hohen Prävalenz und der Schwere der Verletzung bzw. des chronischen Schmerzzustandes dargestellt (Boling u. a., 2009; DeHaven & Lintner, 1986; Giza, 2005).

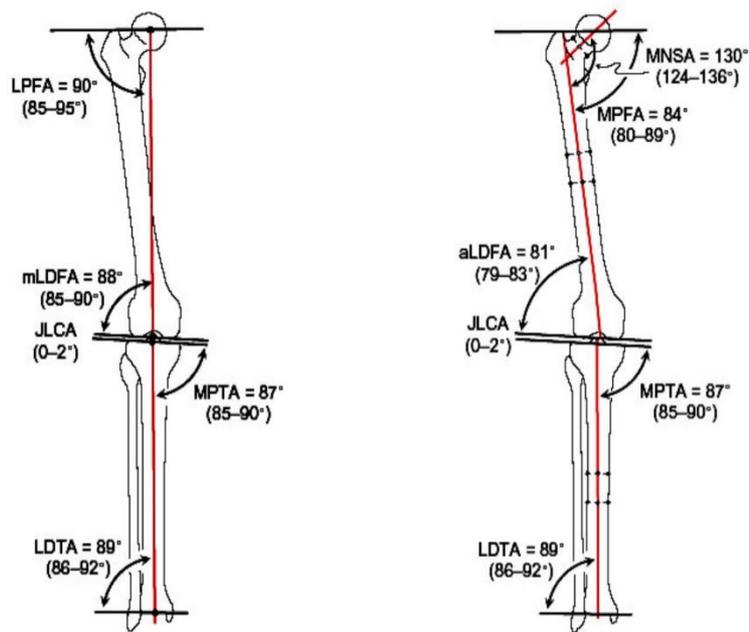
## 1.1 Beinachse allgemein

Da sich der Mensch im Laufe der Evolution zu einem sich bipedal fortbewegenden Wesen entwickelte, wurden auf der einen Seite die Schultergelenke von Stützaufgaben während der Fortbewegung befreit, andererseits mussten nun die Hüftgelenke diese zusätzliche Last tragen.

Das brachte erhebliche Probleme in Bezug auf das Gleichgewicht mit sich.

Ausdruck dieser, für den Menschen neuen, Herausforderung sind sowohl die kräftige Hüft- und Gesäßmuskulatur, als auch die ausgesprochen starke Bandsicherung des Hüftgelenks. Die physiologische Entwicklung dieser Strukturen (aktive und passive), als auch ihr Erhalt in einem möglichst gesunden Zustand, sind von essenzieller Bedeutung für die Aufrechterhaltung einer physiologischen Beinachse in anatomischer und funktioneller Hinsicht (Schünke, 2000, S.326-328).

Betrachtet man die Beinachse unter dem Aspekt der Bauweise des Oberschenkelknochens, so ist festzustellen, dass sich aufgrund des nach medial abgewinkelten Schenkelhalses eine Abweichung der mechanischen Längsachse (Traglinie) in Richtung medial gegenüber des Femurschafts ergibt (Schünke, 2000, S.326-328).



**Abbildung 1: Beinachse mechanisch (links, „Mikulicz-Linie“) und Beinachse anatomisch (rechts) (Burghardt, 2007) – die Abkürzungen (LPFA, mL DFA, ...) sind für das Verständnis dieser Abbildung nicht relevant.**

Die Folge davon ist, dass sich beim Erwachsenen die großen Gelenke der unteren Extremität (Hüft-, Knie- und oberes Sprunggelenk) auf einer Geraden befinden, der sogenannten „Mikulicz-Linie“ (=mechanische Beinachse).

Die Mikulicz-Linie verbindet das Drehzentrum des Femurkopfs mit der Eminentia intercondylaris des Tibiaplateaus und der Mitte der Malleolengabel.

Befindet sich der Erwachsene im Einbeinstand, verläuft diese Linie etwas mehr medial der anatomischen Beinachse, als dies im beidbeinigen Stand der Fall ist (Schünke, 2000, S.326-328). Weil anatomische und mechanische Beinachse zwar beim Tibiaschaft übereinstimmen, beim Femurschaft aber deutlich abweichen, kommt es zwischen den anatomischen Längsachsen von Ober- und Unterschenkel in der Frontalebene zu einem nach außen offenen Winkel von etwa 174° (Schünke, 2000, S. 327). Ist dieser Winkel deutlich kleiner als 174° (Kniegelenk steht deutlich medial der Mikulicz-Linie), kommt es zu einem Genu valgum (X-Bein). Bei einem Winkel von deutlich über 174° (Kniegelenk steht deutlich lateral der Mikulicz-Linie) kommt es zu einem Genu varum (O-Bein).

Diese Abweichungen gehören zu den Achsenfehlern des Stützapparates und können über Jahre und Jahrzehnte als Grund für Fehlbelastungen zu degenerativen Veränderungen des Knorpel- und Knochengewebes führen, den sogenannten

Gonarthrosen (Schünke, 2000, S. 326-328). Hierbei ist beim Genu valgum das laterale Kniegelenkskompartiment betroffen, beim Genu varum hingegen das mediale Kompartiment. Je ausgeprägter sich diese Achsenfehler darstellen, desto stärker können sie sich auch auf benachbarte Gelenke auswirken. Bei X- Beinen kann es beispielsweise zu einer Aufrichtung der Schenkelhäse kommen (Coxa valga), die eine Knickfußstellung bedingt. Beim Genu varum hingegen kommt es hingegen zur Coxa vara, sprich einem verkleinerten Centrum-Collum-Diaphysen Winkel, der eine Varusstellung der Füße zur Folge hat (Klumpfußstellung) (Schünke, 2000, S. 326-328).

Dass Achsenfehler (u.a. auch die eingangs erwähnten) das Risiko, PFSS oder eine Ruptur des vorderen Kreuzbands zu erleiden, erhöhen, wurde bereits beforscht (Boling u. a., 2009; Donohue u. a., 2015; Uota, Nguyen, Aminaka, & Shimokochi, 2017). Noch nicht geklärt ist allerdings, ob und wenn ja, welchen Zusammenhang es zwischen Achsenfehlern der statischen Beinachse und den beschriebenen Pathologien gibt. Zu dieser Frage Forschung zu betreiben ist wegen der gravierenden Ausmaße für die Betroffenen und möglicher Langzeitschäden (Stathopulu, 2003; Utting, Davies, & Newman, 2005), wegen der hohen Prävalenz (DeHaven & Lintner, 1986; Papst, 2010; Quisquater u. a., 2013; Sanders u. a., 2016) und zu guter Letzt wegen der hohen Kosten der Behandlung (de Loës, Dahlstedt, & Thomée, 2000) indiziert.

## **1.2 Patellofemorales Schmerzsyndrom**

PFSS ist eine der am häufigsten auftretenden Pathologien der unteren Extremität bei sportlich aktiven Populationen und betrifft, in unterschiedlich starken Ausprägungen, 25% ebendieser (DeHaven & Lintner, 1986; Noehren, Hamill, & Davis, 2013). Der Begriff PFSS umfasst Erkrankungen, bei denen Schmerz und Druckempfindlichkeit im Bereich der Patella vorhanden sind und die durch gewichtstragende Bewegungen wie Laufen oder Springen verschlechtert werden (Noehren u. a., 2013).

PFSS ist für die Betroffenen ein schwerwiegendes Problem. In einer Studie von Stathopulu (2003) wurde gezeigt, dass vier bis 18 Jahre nach dem erstmaligen Auftreten von PFSS bei 91% der Untersuchten immer noch der typische Knieschmerz vorhanden war. Darüberhinaus zwang die Pathologie 36% der Untersuchten dazu, ihr Ausmaß an Aktivität einzuschränken (Stathopulu, 2003). Weiters wurde gezeigt, dass PFSS mit der Entstehung von patellofemorale Osteoarthritis assoziiert werden kann (Utting, Davies, & Newman, 2005). 22% der in dieser Studie untersuchten Patienten mit patellofemorale

Osteoarthrose zeigten während ihrer Adoleszenz anterioren Knieschmerz, wie er typischerweise bei PFSS auftritt.

### **1.2.1 Entstehung**

Boling u. a. (2009) konnten folgende Risikofaktoren für die Entstehung des PFSS feststellen: eine verringerte Knieflexion und einen vergrößerten Innenrotationswinkel der Hüfte während der Landung nach einem vertikalen Sprung. Zusätzlich wurden verringerte Kraft des Quadrizeps und der Hamstrings, vergrößerte Kraft der Außenrotatoren der Hüfte und vergrößerter Absenkung des Os Naviculare als Risikofaktoren für die Entstehung von PFSS identifiziert.

Uota, Nguyen, Aminaka, & Shimokochi konnten 2017 in einer Studie an 69 gesunden WettkampfsportlerInnen (27 Männer, 42 Frauen) zeigen, dass exzessiver Knievalgus und vermehrte Außenrotation der Tibia während gewichtstragender Bewegungen das Risiko vergrößern, chronischen Knieschmerz (zB PFSS) zu erleiden. Durchgeführt wurde in dieser Studie eine beidbeinige Landung nach einem sogenannten Drop-Vertical-Jump (DVJ) mit verschränkten Armen, darunter versteht sich in diesem Fall ein Niedersprung von einer Höhe von 30 cm auf eine Kraftmessplatte, mit anschließendem, maximal hohen vertikalen Sprung (Uota u. a., 2017).

In diesem Zusammenhang konnten die AutorInnen herausfinden, dass eine vergrößerte Hüftadduktion und Hüftanteversion in Bauchlage, sowie verringerte Hüftinnenrotation und Hüftanteversion in Rückenlage mit vergrößertem Knievalgus in Verbindung stehen.

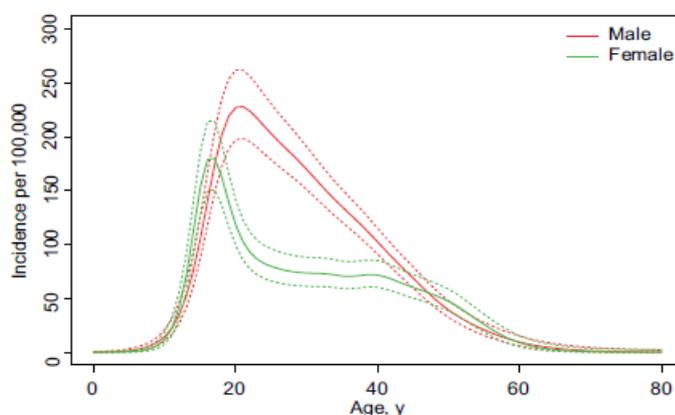
Vergrößerte Werte für die Hüftadduktion stehen in Verbindung zu vergrößerter Außenrotation im Knie (Uota u. a., 2017). Exzessive Abweichungen im Zuge der Durchführung des Niedersprungs, verglichen mit Normwerten, zum einen der Beinachse und zum anderen der Hüftbewegungen (in Frontal-, Sagittal- und Transversalebene), wurden ebenfalls als Risikofaktoren für PFSS identifiziert (Uota u. a., 2017). Auffallend ist, dass eine stärkere Verbindung zwischen Hüftbewegungen und Kniebewegungen, als zwischen statischer Beinachse und Kniebewegungen festgestellt wurde. Somit kann evidenzbasiert argumentiert werden, dass eine Verbesserung der Hüftbewegungen PFSS bei PatientInnen mit Fehlstellungen der Beinachse verbessern könnte (Uota u. a., 2017).

### 1.3 Ruptur des vorderen Kreuzbands

In einer amerikanischen Kohortenstudie aus dem Jahr 2016 konnte gezeigt werden, dass ein isolierter Riss des vorderen Kreuzbands (VKB) in der US-Gesamtbevölkerung eine jährliche Prävalenz von 68,6 Fällen pro 100.000 Individuen besitzt (0,0686%) (Sanders u. a., 2016). Betrachtet man diese Zahl alleine, könnte man zu der Ansicht gelangen, dass der Riss des vorderen Kreuzbands keine allzu dringliche Problematik für die Gesamtbevölkerung darstellt.

Wenn man sich aber nun vor Augen hält, dass laut einer Arbeit von Quisquater u. a. aus dem Jahr 2013, bei der die Verletzungsdaten von 56.364 registrierten, belgischen FußballspielerInnen über einen Zeitraum von zwei Jahren ausgewertet wurden, die Inzidenz für eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes bei 0,084 Fällen pro 100 SpielerInnen pro Jahr liegt, so ist unschwer zu erkennen, dass aktive FußballspielerInnen, im Vergleich zur Gesamtpopulation, einem signifikant größeren Risiko ausgesetzt sind (~ +25%), diese Verletzung zu erleiden.

Anhand von 380 befragten Fußballern der deutschen dritten und vierten Leistungsstufe konnte Papst in ihrer Dissertation zeigen, dass die Ruptur des vorderen Kreuzbands im Karriereverlauf 11% aller Spieler betrifft (Papst, 2010). In dieser Arbeit zeigte Papst auch, dass das Risiko diese Verletzung zu erleiden, in der Alterskohorte von 18 – 25 Jahren, mit 76% aller Kreuzbandrisse in ihrer untersuchten Population, am höchsten ist (Papst, 2010). Im Hinblick auf die am Höchsten gefährdete Altersgruppe decken sich die Ergebnisse von Papst mit denen von Sanders u. a. (2016), die zeigten, dass die Inzidenz für einen Kreuzbandriss bei den 19-25-Jährigen mit 0,241 Fällen pro 100 männlichen Individuen pro Jahr (0,2279 pro 100 Frauen im Alter von 19-25) ihren Höchstwert erreicht.

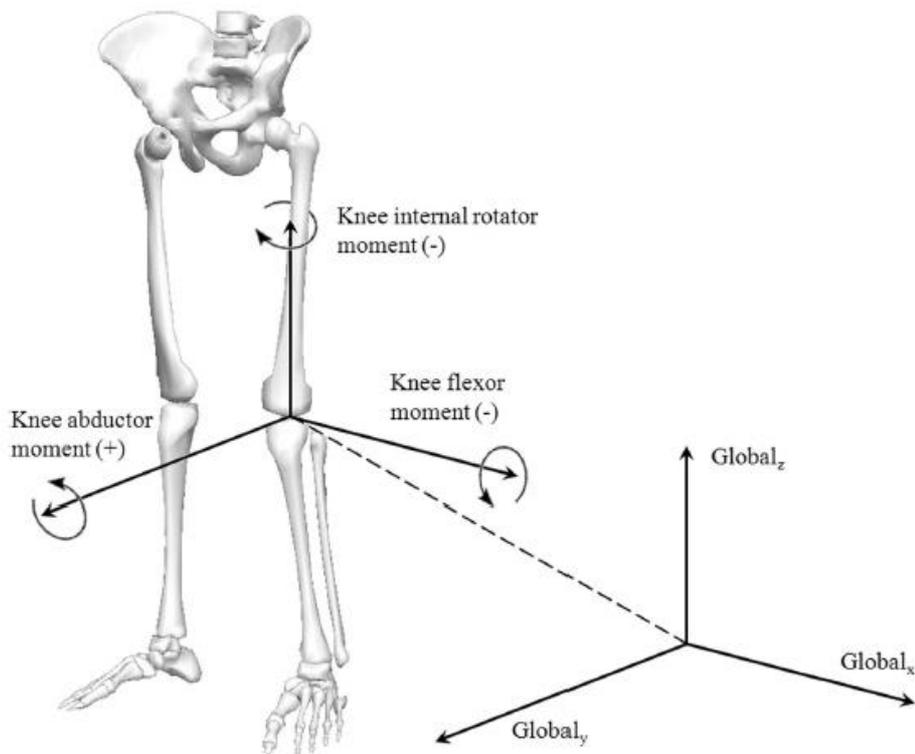


**Abbildung 2: Inzidenz der Ruptur des vorderen Kreuzbandes in Korrelation zum Alter in der US-amerikanischen Gesamtbevölkerung (Sanders u. a., 2016).**

### 1.3.1 Entstehung

80% der Rupturen des vorderen Kreuzbandes entstehen ohne Kontakt zu einer anderen Person. Die Entstehungsgeschichte der Verletzung weist zumeist eine einbeinige Landung, einen abrupten Richtungswechsel, oder eine Abbremsbewegung mit starker exzentrischer Quadrizepsaktivität unmittelbar vor dem Verletzungszeitpunkt auf (Renstrom u. a., 2008). Diese Bewegungsmuster gehen einher mit erhöhten Scherkräften in Richtung anterior an der proximalen Tibia, verringerter Knieflexion (oft sogar nahe der Knieextension – 10° bis 30° Flexion), die laut Renstrom u. a. (2008) durch die zuvor bereits erwähnte Quadrizepsaktivität bedingt sein dürfte, einem exzessiven Knievalgus in der Dynamik, einer Innen- oder Außenrotation der Tibia, verringerter Hüftflexion, Adduktion und Innenrotation der Hüfte (Donohue u. a., 2015; Hughes & Watkins, 2006; Nagano, Ida, Akai, & Fukubayashi, 2007; Renstrom u. a., 2008; Weiss & Whatman, 2015). Wichtig ist hierbei, genau zwischen dem verringerten Hüftflexionswinkel in Dynamik zum Verletzungszeitpunkt (Donohue u. a., 2015) und dem vergrößerten Hüftflexionswinkel in Dynamik vor einer Ruptur des VKB, der sich bei Risikopopulationen zeigt (Renstrom u. a., 2008), zu unterscheiden.

In einer Studie aus 2007 wurde gezeigt, dass es während einer einbeinigen Landung bei einem Knieflexionswinkel von weniger als 30° zu einem starken Dehnreiz auf das VKB kommt, bedingt durch das Bestreben des Individuums, einen Fall zu verhindern und der damit einhergehenden, erhöhten exzentrischen Quadrizepsaktivität. (Nagano u. a., 2007). Darüber hinaus ist zum Verletzungszeitpunkt der Fuß außerhalb des Körperschwerpunktes positioniert, und es kommt zu einer gesteigerten Rumpfbewegung (Renstrom u. a., 2008). Ein weiterer begünstigender Faktor für eine Ruptur des vorderen Kreuzbands ist eine neuromuskulär dominante Aktivierung des Quadrizeps gegenüber den Hamstrings, wobei hier Frauen deutlich stärker betroffen sind (Renstrom u. a., 2008). Dies deckt sich auch mit den Erkenntnissen von Weiss und Whatman (2015), die postulieren, dass die Entstehung einer Verletzung des vorderen Kreuzbands durch die wiederholte Belastung des Kniegelenks in Richtung Abduktion (Valgus) begünstigt wird. Vergrößerte Belastung in Richtung Abduktion kann zu einer Störung der physiologischen, tibiofemorale Mechanik in der Sagittalebene führen, die zu einem erhöhten Risiko für eine Ruptur des vorderen Kreuzbands beitragen kann (Weiss & Whatman, 2015).



**Abbildung 3 Externe Kniegelenksmomente in den drei Freiheitsgraden (Weiss & Whatman, 2015)**

#### **1.4 Aktuelle Studienlage**

Verschafft man sich einen Überblick zur aktuellen Studienlage bezüglich der Korrelation von Beinachse und PFSS, beziehungsweise Ruptur des VKB, so gelangt man zur Erkenntnis, dass es zwar eine Vielzahl an Studien gibt, die die Korrelation der Beinachse in Dynamik mit der Entstehung der genannten Pathologien untersuchen. Die Korrelation der Beinachse in Statik mit den in der Literatur beschriebenen Achsenabweichungen in Dynamik, die Risikofaktoren für PFSS und Ruptur des VKB darstellen, ist aber gar nicht bis kaum beforscht (Boden, Sheehan, Torg, & Hewett, 2010; Boling u. a., 2009; Ebstrup & Bojsen-Moller, 2000; Hewett u. a., 2005; Kobayashi u. a., 2010; Koga u. a., 2010; Krosshaug u. a., 2007; Lankhorst, Bierma-Zeinstra, & van Middelkoop, 2012; Myer u. a., 2010; Noehren u. a., 2013; Vandenbroucke u. a., 2007; Willson, Binder-Macleod, & Davis, 2008).

### 1.4.1 Beinachse bei PFSS

Die Korrelation von dynamischen Malalignments und chronischen Schmerzzuständen ist, wie erwähnt, ein bereits beforschtes Gebiet. Die aktuelle Studienlage zum patellofemorale Schmerzsyndrom wird anhand bestehender Arbeiten, die sich mit der Korrelation verschiedener Einflussgrößen auf die Winkelstellungen und Belastungen der Gelenke Hüfte, Knie und mit dem Entstehen des PFSS auseinandersetzen, dargelegt.

Noehren, Hamill, & Davis (2013) konnten anhand von 400 gesunden Läuferinnen (mindestens 25 gelaufene Kilometer pro Woche) zeigen, dass ein vergrößerter Hüftadduktionswinkel bei gewichtstragenden Bewegungen das Risiko für PFSS vergrößert. Die Probandinnen wurden einer Laufanalyse unterzogen, wobei verschiedene Distanzpunkte am Becken und an der unteren Extremität mit Markern versehen und kinematische Daten mittels eines Motion Capture Systems (VICON 512) erhoben wurden. Anschließend wurden die Probandinnen für die nächsten 2 Jahre wiederholt auf laufbedingte Verletzungen gescreent. Dabei wurden 15 Fälle von PFSS festgestellt und gezeigt, dass bei diesen 15 Fällen bei der Baseline-Untersuchung ein vergrößerter Hüftadduktionswinkel gegenüber der gesunden Population vorhanden war.

Boling u. a. (2009) zeigten anhand von 1597 Auszubildenden der United States Naval Academy (USNA), dass ein vergrößerter Hüftinnenrotationswinkel die Entstehung von PFSS begünstigt. Zu diesem Zweck wurden bei den ProbandInnen diverse kinematische, kinetische und biomechanische (Q-Winkel, Absenkung des Os Naviculare) Variablen erhoben und es wurde mittels Elektromyographie eine Testung der Muskelkraft der Hüft- und Kniemuskelatur durchgeführt. Anschließend wurden die ProbandInnen über den Zeitraum von zweieinhalb Jahren von Ärzten der United States Naval Academy auf Symptome des PFSS gescreent und diese Daten wurden den Autoren zur Auswertung zur Verfügung gestellt. Während dieser zweieinhalb Jahre durchliefen die KadettInnen der USNA ein Trainingsprogramm, das tägliche sportliche Aktivität inkludiert, die allerdings in der Studie nicht genauer definiert wird. Bis zum Ende dieser Zeitspanne wurde für diese Population ein Risiko von 3%, PFSS zu erleiden, ermittelt und es waren 40 ProbandInnen, die die komplette Baseline-Untersuchung absolvierten, von PFSS betroffen (Boling u. a., 2009).

Willson u. a. (2008) verglichen in ihrer Studie eine Gruppe von 20 Frauen mit diagnostiziertem PFSS mit einer gleichgroßen, gesunden Kontrollgruppe indem sie beide Gruppen ein Ermüdungsprotokoll von wiederholten einbeinigen Sprünge durchführen ließen zu Beginn und am Ende des Protokolls den Schmerz, die Ermüdung, Hüft- und

Rumpfkraft, sowie die Gelenksmechanik der Gelenke der unteren Extremität in den drei Freiheitsgraden, mittels eines Marker- und Motion Capture Systems (VICON MCAM 1), bestimmten. Bei der Gruppe mit PFSS wurde ein vergrößerter Hüftadduktionswinkel und Hüftflexionswinkel, sowie ein verkleinerter Hüftinnenrotationswinkel festgestellt.

In der im Kapitel 1.4.1. bereits beschriebenen Studie von Boling u. a. (2009) wurde ein verringerter Knieflexionswinkel in Dynamik ebenfalls als Risikofaktor für die Entstehung von PFSS identifiziert. Myer u. a. (2010) stellten anhand von 240 Middle- und Highschool-Schülerinnen dar, dass eine vergrößerte Belastung in Richtung Abduktion des Knies (Valgus) das Risiko vergrößert, PFSS zu erleiden. Die Schülerinnen wurden zu Beginn der Studie von einem Arzt klinisch auf PFSS untersucht und ihre biomechanischen Daten wurden mittels eines Marker- und Motion Capture Systems (EvaRT) erhoben. Zu diesem Zweck führten die Probandinnen einen DVJ durch, wobei mittels des Motion Capture Systems auch ihre kinematischen und kinetischen Daten erhoben wurden.

Myer u. a. (2010) identifizierten eine Risikorate von 9,66% für die untersuchte Population, PFSS zu erleiden.

#### **1.4.2 Beinachse bei Ruptur des VKB**

Krosshaug u. a. (2007) konnten zeigen, dass eine vergrößerte Hüftflexion bei BasketballspielerInnen mit einem erhöhten Risiko einer Ruptur des VKB korreliert. (In 39 Spielsituationen in denen eine Verletzung des VKB auftrat, wurden anhand von Videos Spielsituation, SpielerInnenverhalten, und Gelenkskinematik beurteilt. Die weiblichen Spielerinnen zeigten einen deutlich vergrößerten Gelenkwinkel zum Zeitpunkt der Landung (beziehungsweise 50ms nach Initial Contact – der Zeitspanne in der die Mehrheit der VKB-Rupturen entsteht) bei Hüftflexion gegenüber ihren männlichen Pendants. Krosshaug u. a. (2007) stellten bei den Frauen ein 5,3-fach erhöhtes Risiko für Valguskollaps fest, der mit der Entstehung der VKB-Ruptur assoziiert wird.

Sowohl Renstrom u. a. (2008), als auch Griffin u. a. (2000) konnten für den Zeitpunkt der Ruptur eine verringerte Knieflexion (zwischen 10° und 30° Flexion) feststellen. Bei beiden Arbeiten handelt es sich um Systematic Reviews, die sich zum Teil (Griffin u. a., 2000) auf unveröffentlichte, und daher für den Autor dieser Bachelorarbeit nicht zugängliche, Daten berufen (zB von TJ Noonan, MD aus dem Jahr 1999). Renstrom u. a. (2008) zitieren die Studie von Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett (2001), in der 20 ProbandInnen drei verschiedene Bewegungsmuster (Laufen, Side-Cutting, Cross-Cutting) durchzuführen hatten. Mittels eines Motion Capture Systems wurde gezeigt, dass Frauen geringere Knieflexion, mehr Knievalgus, erhöhte Quadrizeps- und verringerte Hamstringsaktivierung

als Männer aufweisen. Diese Achsenabweichungen wurden als die Hauptrisikofaktoren für ein Erleiden einer VKB-Ruptur identifiziert.

Konsistenz ist in der Literatur bezüglich des erhöhten Knieabduktionswinkels (Valgus) als Risikofaktor für den Riss des vorderen Kreuzbands vorzufinden. Kobayashi u. a. (2010), Hewett u. a. (2005) und Boden u. a. (2010) stellten dies in ihren Studien dar. Kobayashi u. a. (2010) befragten zu diesem Zweck 1718 AthletInnen und stellten mit 1603 dieser ProbandInnen den Verletzungshergang nach. 793 von 1603 zeigten dabei den vergrößerten Knievalgus mit Außenrotation der Tibia.

Hewett u. a. (2005) erhoben die Gelenkwinkel während eines DVJ von 205 Athletinnen unter Verwendung eines Motion Capture Systems. Die Messung wurde zu Saisonbeginn durchgeführt, der Saisonverlauf dieser Athletinnen wurde verfolgt und es wurden 9 Athletinnen mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbands erneut gescreent. Die verletzten Probandinnen wiesen bei der Messung zu Saisonbeginn einen signifikant vergrößerten Knieabduktionswinkel im Vergleich zu den gesunden Athletinnen auf.

Koga u. a. (2010) zeigten in ihrer Studie mittels einer Videoanalyse der 3D-Kinematik des Kniegelenks, anhand von 10 Fällen, dass zum Verletzungszeitpunkt (40ms nach Initial Contact) eine Innenrotation im Kniegelenk vorhanden war, bei Initial Contact und unmittelbar nach dem Entstehen der Verletzung jedoch eine Außenrotation.

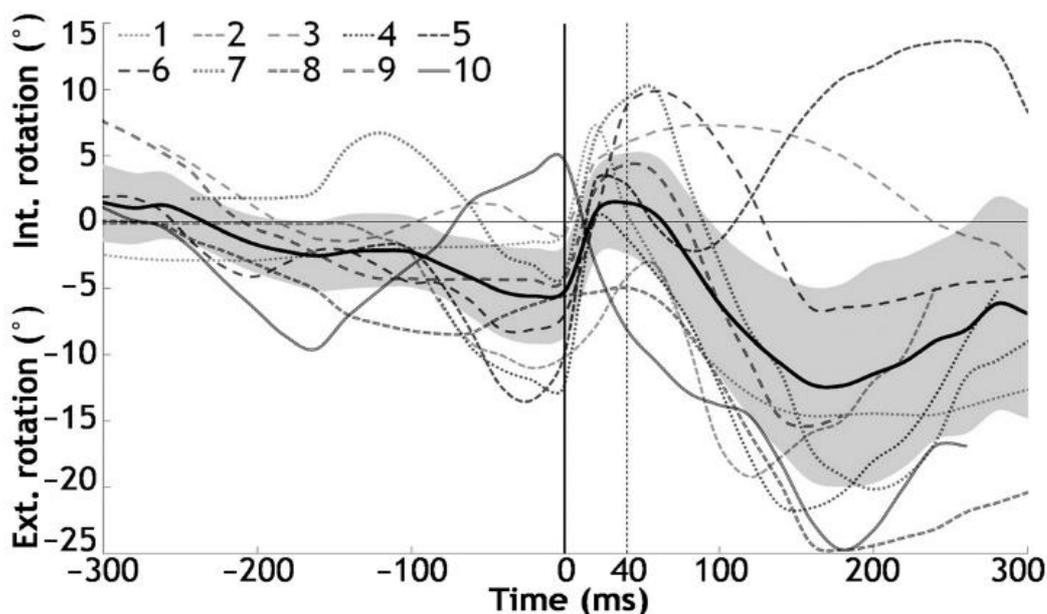


Abbildung 4: Rotation im Kniegelenk bei ACL-Ruptur – die dicke schwarze Linie zeigt den Mittelwert für die Rotation im Kniegelenk (Koga u. a., 2010).

Boden, Torg, Knowles, & Hewett (2009) erhoben mittels Videoanalyse von 29 ProbandInnen mit VKB-Ruptur, im Vergleich zu 27 ProbandInnen einer Kontrollgruppe, die Gelenkwinkel der unteren Extremität bei beiden Gruppen. Zu diesem Zweck wurden Videoaufnahmen der WNBA und NBA, auf denen der Verletzungshergang zu sehen war, sowie Aufnahmen der Kontrollgruppe, die keine Verletzung erlitten, herangezogen. Die AutorInnen kamen zu dem Ergebnis, dass die ProbandInnen der Gruppe mit VKB-Ruptur, zum Zeitpunkt des Initial Contact, eine signifikant geringere Plantarflexion aufwiesen, als die Kontrollgruppe.

### **1.5 Forschungsfrage**

Wie in Kapitel 1.2.1. bereits erläutert konnte gezeigt werden, dass eine Korrelation zwischen exzessivem Knievalgus und vermehrter Außenrotation der Tibia während gewichtstragender Bewegungen und dem vergrößerten Risiko für PFSS besteht (Uota u. a., 2017a; Weiss & Whatman, 2015). Darüberhinaus konnte am Beispiel einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes gezeigt werden, welche Auffälligkeiten der Beinachse zum Zeitpunkt der Verletzung bestehen (Boden u. a., 2009; Donohue u. a., 2015; Hughes & Watkins, 2006; Koga u. a., 2010; Krosshaug u. a., 2007; Nagano u. a., 2007; Renstrom u. a., 2008; Weiss & Whatman, 2015). Auch auf die Auswirkungen der statischen Beinachse auf die Beinachse bei einer Einbeinkniebeuge konnte mittels mehrerer Studien, unter anderem von Nguyen u.a. (2011), bereits ein Blick geworfen werden.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass es bereits eine Reihe von Arbeiten gibt, die sich mit dem Thema der Beinachse in Dynamik und ihrer Korrelation mit dem Auftreten von Rupturen des VKB bzw dem Entstehen von chronischen Schmerzzuständen beschäftigen. Allerdings gibt es bis dato wenig, womöglich sogar keine, Forschung zur Korrelation der Beinachse im Stand mit der Beinachse bei sportartspezifischen Tests (zB vertikaler Sprung mit erlaubtem Armeinsatz).

Daraus ergibt sich die Forschungsfrage: „Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Beinachse im aufrechten Stand und der Beinachse nach einem vertikalen Sprung?“. Sowie darauf aufbauend die Forschungshypothesen 1: „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand und dem Knievalgus(-varus)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung“; Forschungshypothese 2: „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand und dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel im aufrechten Stand“., Forschungshypothese 3:

„Es gibt eine Korrelation zwischen dem Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand und dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung“ und schließlich Forschungshypothese 4: „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel im aufrechten Stand und dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung“

## **2 Material und Methoden**

Im nachfolgenden Kapitel werden sowohl das Studiendesign, das verwendete Equipment, die Einschluss- und Ausschlusskriterien für die Probandinnengruppe, sowie das angewandte statistische Auswertungsverfahren beschrieben.

### **2.1 Studiendesign**

Diese Studie wurde als Korrelationsstudie durchgeführt.

### **2.2 Probandenrekrutierung – Einschluss- und Ausschlusskriterien**

Die Probandinnen wurden über die Damenmannschaft der Union Peuerbach rekrutiert.

Die Rekrutierung begann im Oktober 2018.

#### **Einschlusskriterien:**

- Weiblich
- Alter zwischen 17 und 35
- Fußballspielerinnen (Kriterium: Meldung bei einem Verein des ÖFB)

#### **Ausschlusskriterien:**

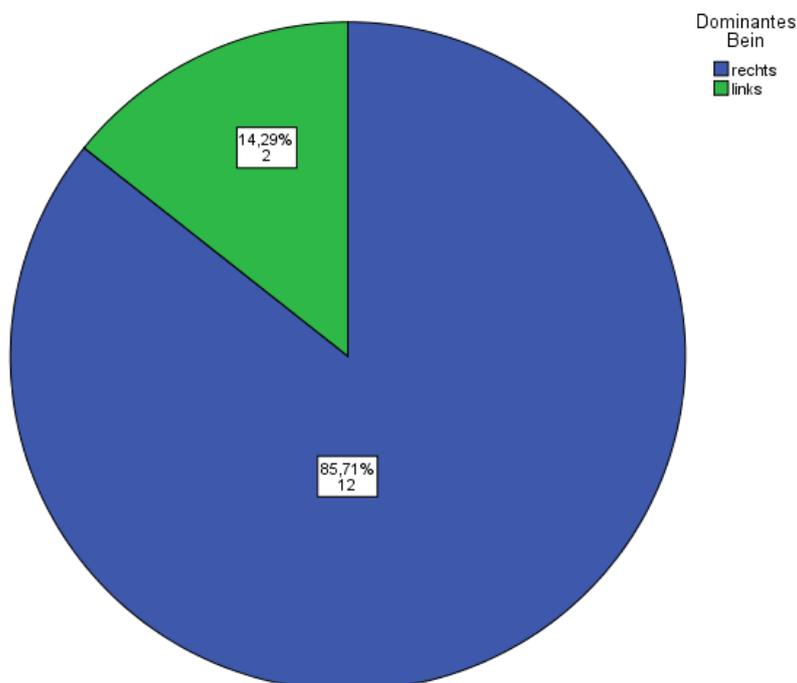
- Neurologische Erkrankungen
- Alkohol- und Drogenabusus
- Ruptur eines Ligaments des Hüft-, Knie- oder Sprunggelenks in den vergangenen 12 Monaten.
- Fraktur des Beckens oder der unteren Extremität in der Historie

### **2.3 Ablauf der Messungen**

Vor Beginn der Messungen wurden allgemeine Daten (Alter, BMI) der Probandinnen aufgenommen. Im Anschluss wurde ihnen der Ablauf der Testung erklärt. Um an der Studie teilzunehmen, mussten die Probandinnen eine Einverständniserklärung ausfüllen und unterschreiben (bei nicht volljährigen Probandinnen unterschrieben die Erziehungsberechtigten ebenfalls die Einverständniserklärung). Sie wurden darüber aufgeklärt, dass ein Rücktritt von der Teilnahme an der Studie jederzeit möglich ist.

Vor der Applizierung der Marker absolvierten die Probandinnen ein bei Ferreira, Schilling, Weiss, Fry, & Chiu (2010) beschriebenes, standardisiertes Aufwärmprotokoll, bestehend aus 10 submaximalen, vertikalen Sprüngen.

Zur Testung des dominanten Beines wurde vor den Probandinnen ein Fußball platziert und sie wurden gebeten, gegen diesen zu treten. Als dominantes Bein wurde jenes deklariert, mit dem die Probandinnen gegen den Ball traten.



**Abbildung 5: statistische Auswertung dominantes Bein**

An im Kapitel 2.4 Material erläuterten Distanzpunkten des Beckens und der unteren Extremität wurden Marker appliziert. Um den Kontrast zur Farbe der Haut und der Umgebung zu vergrößern, wurde auf die Distanzpunkte weißes Klebeband („Leukotape“, BSN Medical) geklebt und darauf mit einem schwarzen Permanentmarker („edding 400, Edding AG) ein Punkt gemalt – siehe Abbildungen 6 und 7. Es erfolgte eine Messung der Knievalgus- und Hüftadduktionswinkel im aufrechten Stand mittels einer Video-Bewegungsanalysesoftware („Kinovea“ – kinovea.org). Anschließend wurde ein Counter-Movement-Jump mit erlaubtem Armeinsatz durchgeführt (die Probandinnen durften mit ihren Armen Schwung holen, um zusätzliches vertikales Momentum zu erzeugen und ein möglichst funktionelles Absprungetprotokoll zu absolvieren). Die Probandinnen führten dabei in einem durch Markierungen am Boden definierten Bereich einen Schritt vorwärts mit anschließendem, beidbeinigem, maximal hohem, vertikalem Sprung mit beidbeiniger Landung durch. Dieses Protokoll sollte die Beanspruchungen an die Körper der Probandinnen bei einem Sprungkopfball ohne Gegnerkontakt im Fußballsport simulieren.

Die Gelenkwinkel wurden nach der Landung nach dem maximal hohen, vertikalen Sprung mit der Video-Bewegungsanalysesoftware gemessen.

Die Probandinnen erhielten so viele Probeversuche wie sie benötigten, um das Testprotokoll sicher absolvieren zu können. Das Testprotokoll wurde anschließend dreimal absolviert und es wurde dreimal gemessen. Der Messwert, der für die Auswertung verwendet wurde, entspricht dem Mittelwert der bei den drei Versuchen gemessenen Werten.

## 2.4 Material

In diesem Unterkapitel wird das für die Messungen verwendete Material beschrieben.

Zur Aufnahme der benötigten visuellen Daten wurde eine Action-Cam der Marke Sony vom Modell FDR-X3000 (Auflösung 720p, FMR 240fps) verwendet. Die Kamera befand sich in etwa einen Meter vom Landepunkt der Probandinnen entfernt.

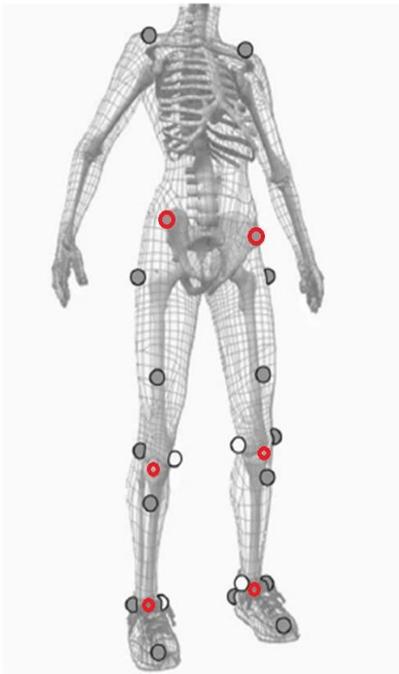
Zur besseren Sichtbarkeit der Marker wurden die Aufnahmen zusätzlich mit einem Baustellenstrahler der Marke Makita (Leistung 400 Watt) in der Frontalen ausgeleuchtet.



Abbildung 6: Verwendetes Kameraequipment in Rück- und Seitenansicht

### 2.4.1 Video – Bewegungsanalysesoftware („Kinovea“)

Die Bewegungsanalysesoftware Kinovea wurde ursprünglich für AthletiktrainerInnen entwickelt, um die saubere Durchführung von sportartspezifisch wichtigen, technisch korrekten Abläufen, der von ihnen betreuten SportlerInnen zu überprüfen. Nor Adnan u. a. (2018) zeigten allerdings, dass die Software auch für den wissenschaftlichen Gebrauch geeignet ist. Es handelt sich dabei um Freeware (frei zugänglich, kostenloser Download auf kinovea.org), die Software ist einfach anzuwenden, der Umgang ist leicht zu erlernen und im Vergleich zu einem etablierten 3D-Motion Capture System (Hawk-Cortex, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA), dem Goldstandard der Bewegungsanalyse, zeigt sich eine durchschnittliche Varianzabweichung von nur 10% (Nor Adnan u. a., 2018). Zur Erhöhung der Validität der Testergebnisse werden Marker an beiden Beinen und am Becken an den Distanzpunkten Spina iliaca anterior superior (SIAS), Mitte der Patellae, sowie ventral in der Mitte beider oberer Sprunggelenke appliziert. Um die Mitte der Patella zu lokalisieren, wurde bei den Probandinnen im Sitzen in 90° Knieflexion der Kniegelenksspalt palpiert, anschließend wurde mit einem Maßband die Mitte der Patella gemessen und mit einem Stift mittels Applikation eines Punktes markiert. Die Mitte der oberen Sprunggelenke wurde mittels palpatorischer Identifikation der Malleoli lateralis und medialis und anschließendem Abmessen und Halbieren der Distanz zwischen beiden identifiziert.



**Abbildung 7: Markerpositionen (modifiziert nach: Hewett u. a., 2005) – die rot markierten Markerpositionen werden in dieser Studie verwendet**

## 2.5 Messmethoden

Es werden folgende Variablen mithilfe der Marker und der Bewegungsanalysesoftware gemessen:

I. **Knievalgus** Winkel, den die Schenkel SIAS zu Mitte Patella und Mitte Patella zu Mitte Sprunggelenk nach lateral einschließen (Hewett u. a., 2005).

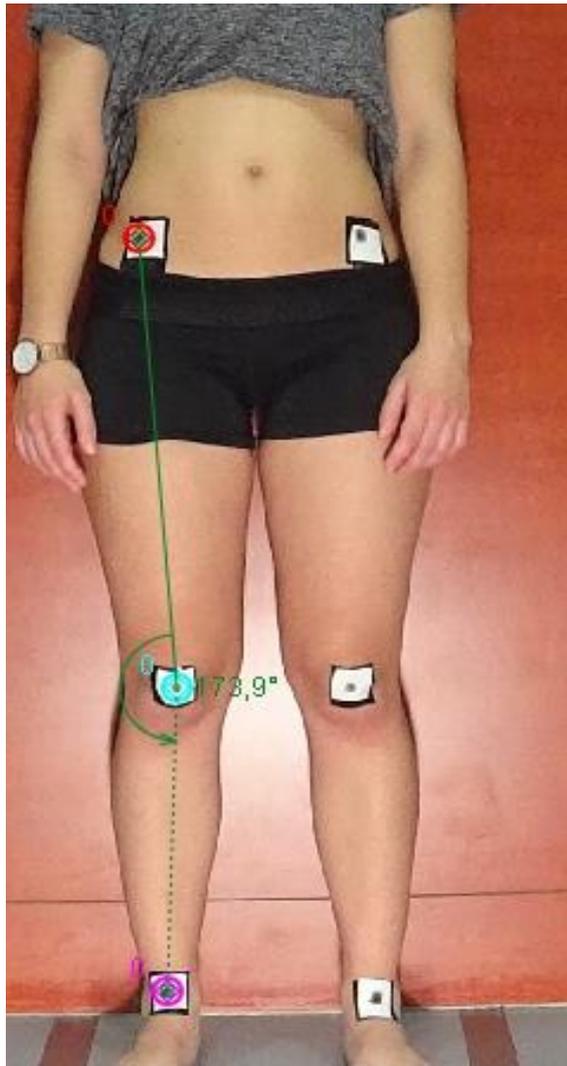
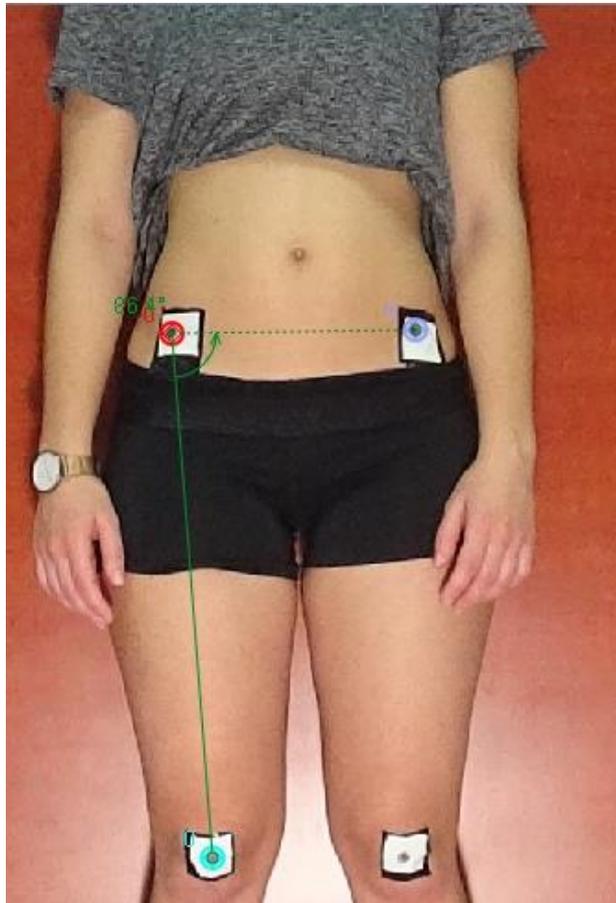


Abbildung 8: Messung Knievalgus (eigenes Foto)

**II. Hüftadduktionswinkel:** Winkel, den der Schenkel SIAS ipsilateral zu SIAS kontralateral mit dem Schenkel SIAS zur Mitte der ipsilateralen Patella nach medial einschließt (Bartrow, 2015).



**Abbildung 9: Messung Hüftadduktion (eigenes Foto)**

Als Messzeitpunkt wurde der Zeitraum 0-40ms nach erstmaligem Fersenkontakt bei der Landung nach dem maximal hohen, vertikalen Sprung definiert. Grund hierfür ist, dass laut Koga u. a. (2010) in diesem Zeitrahmen die meisten Rupturen des vorderen Kreuzbandes auftreten, sowie Abweichungen einer physiologischen Beinachse im Knie in Richtung Valgus/Varus in diesem Zeitraum am Deutlichsten dargestellt werden können.

Der Messzeitpunkt wurde in Ermangelung einer Druckmessplatte auf Sicht bestimmt, indem die Aufnahmen der Probandinnen beim Durchführen des Messprotokolls in Dynamik Frame für Frame, im Hinblick auf erstmaligen Fersenkontakt, analysiert wurden. Aufgrund der Framerate der verwendeten Kamera (240fps) kann unter der Voraussetzung, dass der Autor dieser Studie den Messzeitpunkt richtig erkannt hat, eine Abweichung bei der Ermittlung des Messzeitpunktes von 4ms angenommen werden.

Eine Messung wurde als gültig gewertet, wenn die Probandin im vorgegebenen, am Boden markierten Bereich beidbeinig landen konnte.

## **2.6 Statistische Auswertung**

Zur Auswertung der erhobenen Daten wurde das Programm IBM SPSS Statistics Version 23 verwendet. Das zur Anwendung kommende statistische Auswertungsverfahren war die Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (Spearman für nicht - normalverteilte Stichproben). Es wurde die etwaige positive oder negative Korrelation der Variablen Knievalguswinkel und Hüftadduktion, jeweils ipsilateral, jeweils in Statik und Dynamik, untersucht. Die unabhängigen Variablen sind die beiden aufgelisteten Variablen gemessen im aufrechten Stand. Die abhängigen Variablen sind die beiden aufgelisteten Variablen bei der Landung nach dem maximal hohen, vertikalen Sprung. Die Messung der Effektstärke wurde nach der Klassifikation von Cohen (1988, S.79-81) eingeteilt. Hierbei entspricht bei der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (Spearman) ein Korrelationskoeffizient von  $r = 0,1 - <0,3$  einer geringen Effektstärke (schwache Korrelation),  $r = 0,3 - <0,5$  einer mittleren Effektstärke (mittlere Korrelation) und  $r = >0,5$  einer großen Effektstärke (starke Korrelation).

### 3 Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Messungen, unter der Verwendungen von Tabellen und Diagrammen, dargestellt und beschrieben. Für die erhobenen Daten in Statik und Dynamik wurde für die Normalverteilung ein Signifikanzniveau von  $p=0,05$  festgelegt.

#### 3.1 Demografische Daten

Um diese Studie durchführen zu können wurden 14 weibliche Fußballerinnen der Union Peuerbach rekrutiert. Sämtliche Probandinnen führten die Studie vollständig durch, es gab keine Drop-Outs. Wie in Tabelle 1 ersichtlich, betrug das Durchschnittsalter 21,29 Jahre (Standardabweichung [SD] 3,67), wobei die älteste Spielerin zum Zeitpunkt der Messung 28 und die jüngste Spielerin 17 Jahre alt war. Die Berechnung des Body-Mass-Index (BMI) ergab einen Mittelwert von 21,12 (SD 1,13). Bei der Größe der Spielerinnen konnte ein Durchschnittswert von 168,36 cm ermittelt werden, wobei hier die Standardabweichung 6,08cm betrug. Für die kleinste Teilnehmerin konnte eine Körpergröße von 159 cm, für die größte 177 cm gemessen werden. Das Körpergewicht betrug im Mittel 59,5 kg (SD 5,92), wobei die leichteste Teilnehmerin 49 kg, die schwerste 70 kg wog. Alle Teilnehmerinnen entsprachen allen Einschlusskriterien und keinem der Ausschlusskriterien. Alle Teilnehmerinnen wurden über die Möglichkeit eines Ausstiegs aus der Studie zu jedem Zeitpunkt aufgeklärt, es wurde eine Einverständniserklärung unterzeichnet.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	SD
Alter	14	17,00	28,00	21,2857	3,66750
BMI	14	19,50	23,40	21,1214	1,13421
Größe	14	159,00	177,00	168,3571	6,08412
Gewicht	14	49,00	70,00	59,5000	5,91933
Gültige Werte (Listenweise)	14				

Tabelle 1: Demografische Daten der Probandinnen

#### 3.2 Ergebnisse der Messungen in Statik

Für die Messung des Hüftgelenkwinkels in der Frontalebene im aufrechten Stand des linken Beins (Hüftadduktion/-abduktion) konnte bei der Probandinnengruppe ein Mittelwert von  $85,56^\circ$ , bei einer Standardabweichung von  $2,31^\circ$  erhoben werden. Der kleinste gemessene Hüftadduktions-/abduktionswinkel links betrug  $80,4^\circ$  und der größte  $92,3^\circ$ .

Die Hüftadduktion und -abduktion im aufrechten Stand konnte für das rechte Bein im Durchschnitt mit 85,82° ermittelt werden, wobei eine Standardabweichung von 2,49° erhoben wurde. Der kleinste gemessene Wert betrug hier 81°, der größte 91,3°.

Bei der Messung der Werte für den Kniegelenkwinkel in Statik in der Frontalebene (Knievalgus/-varus), konnte bei der Probandinnengruppe für das linke Bein ein Mittelwert von 176,51 Grad (SD 2,83°) ermittelt werden. Der kleinste gemessene Winkel lag bei 173°, wohingegen der größte 182,6 Grad betrug. Die Werte für Valgus oder Varus im Kniegelenk in Statik des rechten Beines betragen im Mittel 175,46° (SD 2,82°). Hier konnte als kleinster Wert 170,7°, als größter 184,2 Grad ermittelt werden. Zu erwähnen ist für den Wert Kniegelenksvalgus/-varus in Statik im rechten Bein, dass die hier gezogene Probe von 14 Probandinnen als einzige nicht der Normalverteilung entsprach ( $p = 0,015$ ) und im weiteren Verfahren zur Ermittlung der Korrelation der erhobenen Daten, unter Verwendung der Werte für den Kniegelenksvalgus/-varus rechts in Statik, der Spearman-Korrelationskoeffizient ermittelt wurde und nicht der Korrelationskoeffizient nach Bravais-Pearson, der für die normalverteilten Stichproben ermittelt wurde.

<b>Werte</b> <i>Größen</i>	<b>Mittelwerte</b>	<b>Standard= abweichung</b>
<i>Knie links</i>	176,51°	2,83°
<i>Hüfte links</i>	85,56°	2,31°
<i>Knie rechts</i>	175,46°	2,82°
<i>Hüfte rechts</i>	85,82°	2,49°

**Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichung der Messwerte in Statik**

### **3.3 Ergebnisse der Messungen in Dynamik**

Der Mittelwert für Hüftadduktion/-abduktion bei der Landung nach einem maximal hohen, vertikalen Sprung konnte für das linke Bein mit 89,96° ermittelt werden, bei einer Standardabweichung von 4,06°. Der kleinste Gelenkwinkel für die Hüfte in der Frontalebene betrug für diese Messung 80,13°, der größte 102,2°. Für die rechte Hüfte wurde ein Hüftadduktions/-abduktionwinkel von im Mittel 88,78° erhoben, die Standardabweichung betrug 4,08°. Der kleinste, von den Probandinnen gezeigte Hüftgelenkwinkel in Frontalebene betrug für das rechte Bein 79,27°, der größte 104,37°

Für den Wert für Knievalgus/-varus bei der Landung nach einem maximal hohen, vertikalen Sprung wurde für das linke Bein ein Mittelwert von 185,98° erhoben. Hierbei betrug die Standardabweichung 7,44°. Der kleinste Wert für den Kniegelenkwinkel des linken Beins in der Frontalebene konnte für diese Probandinnengruppe mit 165,43° ermittelt werden, der größte Wert betrug 208,4°. Für das rechte Bein konnte für den

Knievalgus/-varus bei der Landung nach dem Sprung ein Mittelwert von 183,31° erhoben werden, wobei die Standardabweichung 7,39° betrug. Der kleinste ermittelte Wert lag bei 162,6°, der größte bei 204,43°.

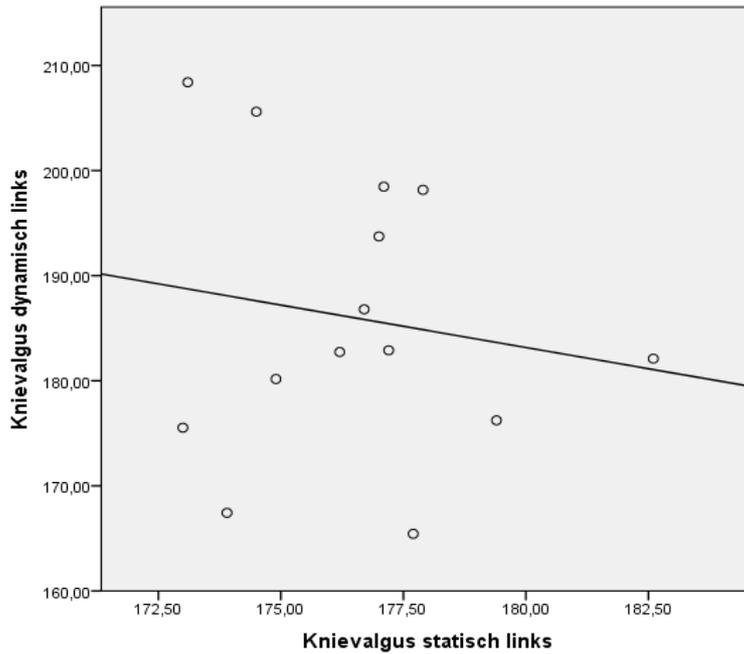
<b>Werte</b> <i>Größen</i>	<b>Mittelwerte</b>	<b>Standard= abweichung</b>
<i>Knie links</i>	185,98°	7,44°
<i>Hüfte links</i>	89,96°	4,06°
<i>Knie rechts</i>	183,31°	7,39°
<i>Hüfte rechts</i>	88,78°	4,08

**Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichung der Messwerte in Dynamik**

### **3.4 Ergebnisse der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (Spearman)**

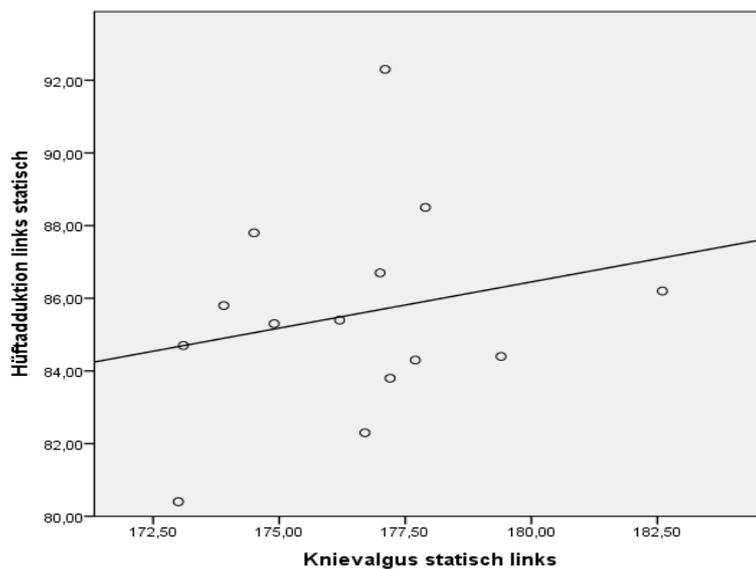
Die Ergebnisse der Korrelationsanalysen werden in diesem Unterkapitel zum einen in Textform dargestellt. Zum anderen wird exemplarisch für die schwache, mittlere und starke Korrelation nach Cohen (1988, S.79-81) für jede Korrelation jeweils ein Streudiagramm samt Anpassungslinie zur Veranschaulichung der gesammelten Ergebnisse dargestellt. Sofern nicht anders angegeben, wurde für alle Mittelwerte der Variablen die Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson verwendet. Für das Signifikanzniveau wurde  $p=0,05$  festgelegt.

Bei der Analyse der Korrelation zwischen den Mittelwerten für Knievalgus/-varus des linken Knies im aufrechten Stand und Knievalgus/-varus des linken Knies bei der Landung nach einem maximal hohen, vertikalen Sprung konnte mittels des Bravais-Pearson Verfahrens ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,158$  ( $p=0,59$ ) ermittelt werden. Dieser Wert entspricht nach der Klassifikation von Cohen (1988, S.79-81) einer schwachen Korrelation.



**Abbildung 10: Korrelation Knievalgus/-varus statisch links – Knievalgus/-varus statisch rechts – schwache, negative Korrelation**

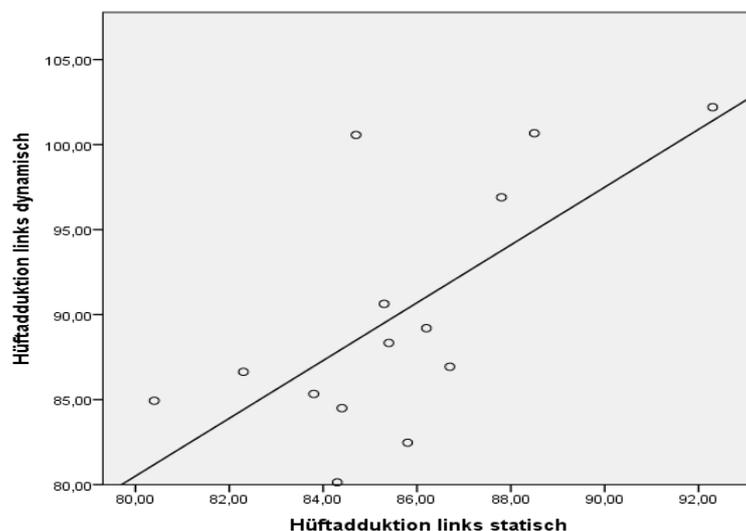
Der Korrelationskoeffizient zwischen den Mittelwerten für Knievalgus/-varus in Statik links und Hüftadduktion/-abduktion in Statik links wurde mit  $r = 0,494$  ( $p = 0,07$ ) erhoben, dieser Wert entspricht nach Cohen (1988, S.79-81) der mittleren, positiven Korrelation.



**Abbildung 11: Korrelation Knievalgus/-varus statisch links – Hüftadduktion/-abduktion statisch links – mittlere, positive Korrelation**

Für die Mittelwerte der Hüftadduktion/-abduktion links im aufrechten Stand und die Mittelwerte der Hüftadduktion/-abduktion links bei der Landung nach einem maximal

hohen, vertikalen Sprung konnte ein Korrelationskoeffizient von  $r = 0,669$  ( $p = 0,009$ ) ermittelt werden. Dies entspricht nach Cohen (1988, S.79-81) einer starken, positiven Korrelation.



**Abbildung 12: Korrelation Hüftadduktion/-abduktion statisch links – Hüftadduktion/-abduktion dynamisch links – starke, positive Korrelation.**

Für die Mittelwerte Knievalgus/-varus in Statik und Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik konnte für die linke Extremität, mittels der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson, ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,118$  ( $p = 0,687$ ) ermittelt werden. Dies entspricht nach Cohen (1988, S.79-81) einer schwachen, negativen Korrelation.

Beim rechten Knie wurde für die Mittelwerte Knievalgus/ - varus in Statik und Knievalgus/-varus in Dynamik in Korrelationskoeffizient von  $r = -0,429$  ( $p = 0,126$ ) ermittelt. Dies entspricht nach Cohen (1988, S.79-81) einer mittleren, negativen Korrelation. Aufgrund der nicht normalverteilten Stichprobe bei Knievalgus/-varus in Statik, wurde hier das statistische Auswertungsverfahren der Spearman-Rangkorrelation angewendet, da nicht alle Voraussetzungen für die Anwendung des Verfahrens zur Ermittlung der Korrelation nach Bravais-Pearson gegeben waren.

Für die Mittelwerte Knievalgus/-varus in Dynamik und Hüftadduktion/-abduktion in Statik konnte für das rechte Bein ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,306$  ( $p = 0,287$ ) ermittelt werden. Dies entspricht nach Cohen (1988, S.79-81) einer mittleren, negativen Korrelation.

Bei den Durchschnittswerten der Hüftadduktion/-abduktion in Statik und der Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik konnte für das rechte Bein ein

Korrelationskoeffizient von  $r = -0,155$  ( $p = 0,596$ ) ermittelt werden. Dies entspricht nach Cohen (1988, S.79-81) einer schwachen, negativen Korrelation.

Die Mittelwerte des rechten Beines für die Korrelation von Knievalgus/-varus in Statik und Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik wurden wieder, aufgrund der nicht erfüllten Voraussetzung Normalverteilung für die Ermittlung des Korrelationskoeffizienten nach Bravais-Pearson, mittels der Spearman-Rangkorrelation erhoben. Dabei konnte ein Korrelationskoeffizienten von  $r = -0,125$  ( $p = 0,670$ ) ermittelt werden, der nach Cohen (1988, S.79-81) einer schwachen, negativen Korrelation entspricht.

<i>Größen</i>	<b>Werte</b>	<b>Korrelations= Koeffizient „r“</b>	<b>p-Wert</b>
<i>LINKS Knie Statik – Knie Dynamik</i>		-0,158	0,59
<i>LINKS Hüfte Statik – Knie Dynamik</i>		0,494	0,072
<i>LINKS Hüfte Statik – Hüfte Dynamik</i>		0,669	0,009
<i>LINKS Knie Statik – Hüfte Dynamik</i>		-0,118	0,687
<i>RECHTS Knie Statik – Knie Dynamik</i>		-0,429	0,126
<i>RECHTS Hüfte Statik – Knie Dynamik</i>		-0,306	0,287
<i>RECHTS Hüfte Statik – Hüfte Dynamik</i>		-0,155	0,596
<i>RECHTS Knie Statik – Hüfte Dynamik</i>		-0,125	0,670

**Tabelle 4: Korrelationskoeffizient und p-Wert der ermittelten Korrelationen**

## **4 Diskussion**

Diverse Achsenfehler des Stützapparates (beispielhaft genannt sei an dieser Stelle die Valguskette der unteren Extremität, bestehend aus vergrößerter Hüftadduktion, vergrößertem Knievalgus und einer Knickfußstellung) stellen, als Grund für Fehlbelastungen, einen Risikofaktor für das Entstehen degenerativer Veränderungen dar. In dieser Arbeit wurde besonderes Augenmerk auf mögliche Risikofaktoren für die Entstehung von PFSS und einer Ruptur des vorderen Kreuzbands gelegt, um möglichst relevante Ergebnisse für eine sportlich aktive Population, aus der auch die Probandinnen rekrutiert wurden, zu erzeugen. Aufgrund dieser Überlegungen ergab sich schließlich die Forschungsfrage: „Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Beinachse im aufrechten Stand und der Beinachse bei der Landung nach einem vertikalen Sprung?“. In Studien (Arai & Miaki (2013); Nguyen & Shultz (2009)) konnte gezeigt werden, dass bei einer einbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung ein größerer Hüftadduktionswinkel in Statik einen größeren Hüftadduktionswinkel zufolge hat. Arai & Miaki (2013) zeigten weiters, dass ein vergrößerter Knievalgus in Statik einen verringerten Knievalgus bei der einbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung kausiert. Aufgrund der mangelnden, wissenschaftlich belastbaren Daten bezüglich zu erwartender Ergebnisse im Hinblick auf Zusammenhänge der Beinachse in Statik mit der Beinachse in Dynamik, bei einem sportartspezifischen Sprungprotokoll für die Sportart Fußball, beschränkt sich der theoretische Unterbau der Hypothesenbildung auf Wissen, das aus Lehrbüchern für Anatomie und Biomechanik gewonnen werden konnte, oder aus Ergebnissen von Studien abgeleitet wurde, die ein anderes Testprotokoll zur Anwendung brachten.

### **4.1 Interpretation der Ergebnisse**

Um die Forschungsfrage zu beantworten und die daraus abgeleiteten Forschungshypothesen zu verifizieren, oder gegebenenfalls zu falsifizieren, wurden die Ergebnisse, wie in Kapitel 2.6 beschrieben, mittels der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (Spearman) statistisch ausgewertet. Um die Signifikanz der einzelnen Ergebnisse zu erheben, wurde der p-Wert ermittelt. Für fast alle Ergebnisse der Korrelationsanalyse war der p-Wert oberhalb der bei 5% festgelegten Grenze für das Signifikanzniveau. Somit kann nur bei einem der ermittelten Werte davon ausgegangen werden, dass die errechneten Zahlen für die Korrelationen zwischen den statischen und dynamischen Gelenkwinkeln nicht zufällig zustande gekommen sind. Die genauen Sachverhalte der einzelnen Korrelationen, sowie die vermuteten Implikationen der

Ergebnisse der Messungen in Statik und Dynamik, werden in den folgenden Unterkapiteln erläutert.

#### **4.2 Interpretation der Ergebnisse der Messungen in Statik**

Bei den Messungen im aufrechten Stand konnte für das linke Bein ein Mittelwert für die Hüftadduktion von  $85,56^\circ$  gemessen werden. Geht man davon aus, dass sich die Hüfte in der Frontalebene in mechanischer („Mikulicz-Linie“) Neutralstellung in  $90^\circ$  befinden sollte, so konnte für die Probandinnengruppe eine leichte Abweichung in Richtung Adduktion gezeigt werden. Wobei der Extremwert mit  $80,4^\circ$  für das Minimum deutlich weiter von der mechanischen Neutralstellung entfernt liegt, als der Maximalwert mit  $92,3^\circ$ . Für das rechte Bein konnte im aufrechten Stand für die Hüftadduktion ein nahezu identer Wert mit  $85,82^\circ$  erhoben werden, auch die Maximalwerte befanden sich mit  $81^\circ$ , beziehungsweise  $91,3^\circ$  in einem sehr ähnlichen Bereich. Diese leichte Abweichung des Hüftgelenkwinkels in der Frontalebene der untersuchten Probandinnengruppe zur mechanischen Neutralstellung deckt sich mit den Untersuchungen von Casey, Rho, & Press (2016, S.161-162), die in ihrem Buch für eine sportlich aktive, weibliche Population, im Vergleich zu einer männlichen Population, unter anderem einen vergrößerten Hüftadduktionswinkel in Statik beschreiben. Die ermittelten Werte für den Hüftadduktionswinkel in Statik haben allerdings keinerlei Aussagekraft über die Anfälligkeit der Probandinnen für Risikofaktoren zur Entstehung der in der Einleitung dieser Arbeit beschriebenen Pathologien, da diese Anfälligkeit meist qualitativ von erfahrenen KlinikerInnen beurteilt wird und deshalb, nach bestem Wissen des Autors dieser Arbeit, keine statistisch belastbaren Daten dafür existieren.

Bei den Messungen für den Kniegelenkwinkel in Statik in der Frontalebene konnte für das linke Bein ein Mittelwert von  $176,51^\circ$  erhoben werden. Zieht man hier Schünke (2000, S.326-328) zurate, der für den nach lateral offenen Kniegelenkwinkel einen physiologischen Bereich von  $173^\circ$ - $175^\circ$  beschreibt, so kann hier von einer minimalen Abweichung in Richtung Kniegelenksvarus gesprochen werden. Dies steht vielen in Studien gezeigten Abweichungsmustern diametral gegenüber, da in der Literatur für Frauen eher ein Abweichen der Beinachse in Statik in Richtung Knievalgus beschrieben wird und durch die Art und Weise der Applikation der Markerpunkte den anatomischen Besonderheiten der Frau (breiteres Becken) Rechnung getragen wurde (Casey u. a., 2016, S.161-162; Schünke, 2000, S.326-328). Auffallend ist auch, dass der kleinste gemessene Wert mit  $173^\circ$  immer noch im von Schünke (2000, S.326-328) als physiologisch definierten Bereich liegt. Der größte hingegen mit  $182,6^\circ$  recht deutlich

einem Varuswinkel im Kniegelenk entspricht. Ob die Ursache hierfür ein Messfehler, eine anatomische Besonderheit der Probandin, oder eine herabgesetzte Elastizität der Hüftabduktoren ist, kann nicht mit Sicherheit festgestellt werden. Für das rechte Knie konnte in der Frontalebene ein Durchschnittswert von  $175,46^\circ$  gemessen werden, nach Schünke (2000, S.326-328) liegt dieser Wert marginal im Bereich des Kniegelenksvarus. Auffallend bei den Messwerten für das rechte Knie ist, dass hier eine größere Varianz festgestellt werden konnte, als für das linke Knie. Der kleinste Wert lag bei  $170,7^\circ$  und der größte bei  $184,2^\circ$ , es kann also von einer deutlich größeren Heterogenität der Messwerte gesprochen werden, die mitunter verantwortlich dafür sein könnte, dass diese Stichprobe (Knievalgus/-varus rechts in Statik) nicht normalverteilt ist. Die Ursachen für die höhere Varianz der Messwerte der rechten, im Vergleich zur linken Seite, können allerdings nicht zuverlässig festgestellt werden.

### **4.3 Interpretation der Ergebnisse der Messungen in Dynamik**

Die Messungen der Hüftgelenkwinkel in der Frontalebene bei der Landung nach einem maximal hohen, vertikalen Sprung zeigten für das linke Bein einen Mittelwert von  $89,96^\circ$ . Dies entspricht gegenüber dem Wert in Statik für das linke Bein einer Zunahme von  $4,5^\circ$ . Der Minimalwert blieb mit  $80,31^\circ$  gegenüber dem Wert in Statik ungefähr gleich, während der Maximalwert mit  $102,2^\circ$  gegenüber dem Wert in Statik um beinahe  $10^\circ$  zunahm. Die Ursache für den erhöhten Mittelwert des Hüftgelenkwinkels in der Frontalebene, sowie den im Vergleich zum Minimalwert deutlich weiter vom Mittelwert entfernten Maximalwert in Dynamik gegenüber dem in Statik könnte in einer früheren Aktivierung der Abduktoren zum Messzeitpunkt (im Vergleich zur Aktivierung der Adduktoren), oder beispielsweise einer muskulären Dysbalance zwischen Adduktoren und Abduktoren (im Hinblick auf die Kraftentwicklung), zugunsten der Abduktoren, liegen. Für die rechte Hüfte konnte für den Wert in Dynamik ein Durchschnitt von  $88,78^\circ$  erhoben werden. Dies entspricht, wie beim linken Bein ebenfalls einer Vergrößerung des Winkels in ähnlicher Größenordnung. Die Veränderungen der Minimal- und Maximalwerte von Statik zu Dynamik entsprechen mit  $79,27^\circ$  und  $104,37^\circ$  ebenfalls annähernd den Veränderungen der Gegenseite. Auffallend hierbei ist die, zur Veränderung des Minimalwerts vergleichsweise große Veränderung des Maximalwerts im Sinne einer Vergrößerung des Winkels in Richtung Abduktion. Als Ursache hierfür könnte ein unbewusstes Vergrößern der Unterstützungsfläche des Teils der Probandinnen, die eine Zunahme des Abduktionswinkel der Hüfte in Dynamik zeigten, durch Aufsetzen der Füße in größerem Abstand zueinander während der Landung sein. Dies würde sich zum Teil auch mit den Mustern der verstärkten Aktivierung der lateralen Kette der Oberschenkelmuskulatur bei Frauen decken, die Noyes & Barber-Westin (2018,

S.184) in ihrem Buch „ACL Injuries in the Female Athlete: Causes, Impacts and Conditioning Programs, Edition 2“ beschreiben.

Bei Betrachtung des Mittelwertes für den Knievalgus/-varus des linken Beines, bei der Landung nach einem maximal hohen, vertikalen Sprung, fällt eine Zunahme gegenüber dem Mittelwert Knievalgus/-varus links in Statik um in etwa  $9,4^\circ$  auf, sodass dieser  $185,98^\circ$  beträgt. Dies entspricht nach der Definition von Schünke (2000, S. 326-328) einem recht deutlichen Varuswinkel im Kniegelenk. Auffällig für die Werte des Knievalgus/-varus in Dynamik links sind auch die Extremwerte, die für das Minimum  $165,43^\circ$  und für das Maximum  $208,4^\circ$  betragen. Die Werte für den Knievalgus/-varus in Dynamik des rechten Beines sind in einer ähnlichen Größenordnung zu verorten, bei einem Mittelwert von  $183,31^\circ$ , sowie einem Minimalwert von  $162,6^\circ$  und einem Maximalwert von  $204,43^\circ$ . Betrachtet man den Mittelwert, entspricht dies einer Zunahme des Kniegelenkwinkels rechts in der Frontalebene bei der Landung um  $7,85^\circ$  gegenüber dem Wert für den Kniegelenkwinkel in Statik. Diese Ergebnisse stehen in einem starken Kontrast zu den Resultaten der Studie von Ford, Myer, & Hewett (2003), die bei einer weiblichen Probandinnengruppe eine Zunahme des Knievalgus um 18,25%, im Vergleich der Werte Knievalgus im Stand und Knievalgus bei der Landung nach einem Niedersprung, feststellen konnten.

#### **4.4 Ergebnisse zu Forschungshypothese 1**

Bei der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson für die Werte Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand und Knievalgus(-varus)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung konnte für das linke Bein ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,158$  ermittelt werden. Wie bereits erwähnt, entspricht dies einer schwachen, negativen Korrelation. Dies bedeutet, dass mit größeren Werten für den Kniegelenkwinkel in Frontalebene der linken Seite in Statik kleinere Kniegelenkwinkel in Frontalebene der linken Seite in Dynamik korrelieren. Nachdem es sich hierbei allerdings nur um einen schwachen statistischen Zusammenhang handelt, kann für diese Konstellation (Kniegelenkwinkel statisch links und Kniegelenkwinkel dynamisch links) keine starke Aussage darüber getroffen werden, ob ein größerer oder kleinerer Knievalgus(-varus)winkel links in Statik einen größeren oder kleineren Knievalgus(-varus)winkel in Dynamik zur Folge hat. Ein Blick auf den p-Wert zeigt zudem, dass es sich bei dem errechneten Ergebnis um ein nicht-signifikantes handelt ( $p = 0,59$ ). Das heißt, dass die ermittelte schwache, negative Korrelation mit einer Wahrscheinlichkeit von 59% einer zufälligen Verteilung der Werte entspricht. Somit handelt es sich bei dem erhobenen

Korrelationskoeffizienten um kein statistisch belastbares Ergebnis. Für eine mögliche Korrelation zwischen den Werten Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand und Knievalgus(-varus)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung konnte für das rechte Bein ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,429$  ermittelt werden. Dieser Wert entspricht einer mittleren, negativen Korrelation. Das bedeutet, dass ein mittelstarker, statistischer Zusammenhang zwischen größeren Werten für den Kniegelenkwinkel in Statik rechts und kleineren Werten für den Kniegelenkwinkel in Dynamik rechts, und vice versa, ermittelt werden konnte. Da die Stichprobe bei Knievalgus(-varus)winkel rechts in Statik nicht normalverteilt ist, wurde zur Erhebung dieses Zusammenhangs die Spearman-Korrelationsanalyse angewendet. Bei der Analyse der Signifikanz der Werte dieser Korrelation wurde ein p-Wert von 0,126 ermittelt. Damit entspricht der ermittelte, mittelstarke, negative Zusammenhang dieser beiden Stichproben mit einer Wahrscheinlichkeit von 12,6% dem Zufall. Hierbei handelt es sich somit ebenfalls nicht um ein statistisch belastbares Ergebnis. Die Forschungshypothese 1, „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand und dem Knievalgus(-varus)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung“ kann somit, aufgrund der über dem Signifikanzniveau liegenden p-Werte, weder als verifiziert, noch als falsifiziert betrachtet werden. Mögliche Gründe, warum die p-Werte für die ermittelten Korrelationen zwischen Kniegelenkwinkel in Statik und Kniegelenkwinkel in Dynamik über dem Signifikanzniveau von  $p = 0,05$  liegen, werden im Kapitel 4.8 Limitationen behandelt.

#### **4.5 Ergebnisse zu Forschungshypothese 2**

Für die Korrelation zwischen den Mittelwerten für Knievalgus/-varus in Statik links und Hüftadduktion/-abduktion in Statik links wurde ein Korrelationskoeffizient  $r = 0,494$  erhoben. Dies entspricht einer mittleren, positiven Korrelation. Eine Zunahme/Abnahme der Werte für den Messparameter Knievalgus/-varus in Statik links steht folglich in einem mittelstarken Zusammenhang mit einer gleichgerichteten Veränderung der Werte für die Hüftadduktion/-abduktion in Statik links. Für den p-Wert konnte  $p = 0,07$  ermittelt werden und liegt über dem Grenzwert für das Signifikanzniveau von  $p = 0,05$ . Dieses Ergebnis kann deshalb nicht als statistisch signifikant betrachtet werden. Für den statistischen Zusammenhang der Werte Knievalgus/-varus in Statik rechts und Hüftadduktion/-abduktion in Statik rechts konnte  $r = -0,306$  erhoben werden, eine mittelstarke, negative Korrelation. Der p-Wert für diese Korrelation liegt mit  $p = 0,287$  ebenfalls über dem Signifikanzniveau und bedeutet, dass dieses Ergebnis ebenfalls als statistisch nicht signifikant betrachtet werden muss. Zwar sind beide Korrelationen, die für die

Forschungshypothese 2 ermittelt wurden, keine statistisch belastbaren Daten, jedoch kann in Anbetracht der Tatsache, dass der Korrelationskoeffizient für den Kniegelenkwinkel in Statik links und den Hüftgelenkwinkel in Statik links einem mittelstarken Zusammenhang entspricht und der p-Wert in diesem Fall nur knapp über dem Signifikanzniveau von 5% liegt, ein klinisch nicht irrelevanter Zusammenhang vermutet werden. Mögliche Implikationen für den Zusammenhang zwischen Knievalgus/-varus in Statik und Hüftadduktion/-abduktion in Statik für das linke Bein sollten deshalb nicht außer Acht gelassen werden. Rein statistisch betrachtet, muss die Forschungshypothese 2: „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand und dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel im aufrechten Stand“, aufgrund der erneut zu großen p-Werte, weder als falsifiziert, noch als verifiziert betrachtet werden. Ursachen für die Tatsache, dass erneut beide p-Werte größer als 5% sind, werden im Kapitel 4.8 Limitationen behandelt.

#### **4.6 Ergebnisse zu Forschungshypothese 3**

Die Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson ergab für die Mittelwerte Knievalgus/-varus in Statik links und Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik links einen Korrelationskoeffizienten von  $r = -0,118$ . Die hier ermittelte Korrelation ist eine schwache, negative (inverse). Dies bedeutet, dass größere Werte der unabhängigen Variablen mit kleineren Werten der abhängigen Variablen korrelieren und vice versa. Unter Betrachtung des p-Werts von 0,687 wird evident, dass die Verteilung der Messgrößen mit einer Wahrscheinlichkeit von 68,7% dem Zufall entspricht, die ermittelten Werte demzufolge nicht als signifikant betrachtet werden können. Für das rechte Bein wurde zwischen dem Knievalgus/-varus in Statik und der Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,125$  ermittelt, eine schwache, negative Korrelation. Aufgrund der nicht erfüllten Voraussetzung Normalverteilung für die Anwendung der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson, kam hier erneut das Spearman-Verfahren zum Einsatz. Für den p-Wert wurde  $p = 0,670$  erhoben, damit entspricht die Korrelation dieser beiden Variablen mit einer Wahrscheinlichkeit von 67% ebenfalls dem Zufall. Sowohl für das rechte, als auch für das linke Bein konnte nur ein schwacher, negativer Zusammenhang zwischen der Variablen Kniegelenksvalgus/-varus in Statik und Hüftgelenksadduktion/-abduktion in Dynamik festgestellt werden. Aufgrund des großen p-Werts erscheinen die Werte einerseits statistisch nicht signifikant, andererseits lässt sich, auch unter Vernachlässigung des p-Werts, aufgrund der kleinen Werte für  $r$ , kein möglicherweise klinisch relevanter Zusammenhang feststellen. Die Forschungshypothese 3: „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Knievalgus(-varus)winkel im aufrechten Stand

und dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung“ kann demzufolge, aufgrund des statistisch nicht belastbaren Ergebnis und der schwachen Korrelation, weder als falsifiziert, noch als verifiziert betrachtet werden. Mögliche Ursachen hierfür werden im Kapitel 4.8 ergründet.

#### **4.7 Ergebnisse zu Forschungshypothese 4**

Bei der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson für die Mittelwerte für Hüftadduktion/-abduktion in Statik links und Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik links konnte ein Korrelationskoeffizient von  $r = 0,669$  ermittelt werden, entsprechend einer starken, positiven Korrelation. Höhere Werte für die unabhängige Variable Hüftadduktion/-abduktion in Statik hängen demnach mit höheren Werten für die abhängige Variable Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik Zusammenhang. Für diese Korrelation wurde ein p-Wert von 0,009 gefunden. Es handelt sich hiermit um ein statistisch höchst signifikantes Ergebnis. Daraus schließend kann konstatiert werden, dass junge Frauen, die einen vergrößerten/verkleinerten Hüftgelenkwinkel in Statik in der Frontalebene zeigen, diesen auch bei der Landung nach einem vertikalen Sprung zeigen. Für die Korrelation der Durchschnittswerte für Hüftadduktion/-abduktion in Statik rechts und Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik rechts konnte ein Korrelationskoeffizient von  $r = -0,155$  ermittelt werden. Demzufolge besteht hier ein schwacher, negativer Zusammenhang, der allerdings aufgrund des p-Wertes von 0,596 als statistisch nicht signifikant betrachtet werden kann. Die Forschungshypothese 4 „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel im aufrechten Stand und dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung“ kann demnach für das linke Bein als statistisch verifiziert betrachtet werden. Die klinische Implikation, dass junge Frauen, die einen vergrößerten Adduktions-/Abduktionswinkel der linken Hüfte im aufrechten Stand zeigen, anfälliger für einen vergrößerten Adduktions-/Abduktionswinkel der Hüfte bei der Landung nach einem vertikalen Sprung sind, kann anhand der erzeugten Ergebnisse abgeleitet werden. Für das rechte Bein kann die Forschungshypothese 4, aufgrund der nur schwachen, negativen Korrelation und des hohen p-Wertes, weder verifiziert, noch falsifiziert werden. Mögliche Ursachen hierfür werden in Kapitel 4.8 aufgezeigt.

#### **4.8 Limitationen**

Im Sinne einer integren Forschungsarbeit muss an dieser Stelle auf einige Limitationen der gefundenen Ergebnisse hingewiesen werden. Weiters werden in diesem Kapitel

Faktoren angesprochen, die die Durchführung der Erhebung der gefundenen Daten möglicherweise beeinflusst haben könnten.

#### **4.8.1 Limitationen der gefundenen Ergebnisse**

Bei der Überprüfung auf Normalverteilung der gefundenen Daten für den Knievalgus/-varus in Statik des rechten Beins wurde erhoben, dass diese nicht der Normalverteilung entsprechen. Somit musste für jede Korrelation unter Beteiligung dieser Variable, anstatt der Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson, das weniger starke Testverfahren nach Spearman durchgeführt werden.

Unter Betrachtung der erhobenen Ergebnisse für die Korrelationsanalysen fällt, mit Ausnahme der Korrelation Hüftadduktion/-abduktion in Statik links mit Hüftadduktion/-abduktion in Dynamik links, der jeweils über dem Signifikanzniveau von 5% liegende p-Wert ins Auge. Dies liegt zum Teil in der kleinen Probandinnengröße von  $n=14$  begründet, die einen sehr starken limitierenden Faktor dieser Arbeit darstellt. Diese geringe Anzahl an Probandinnen macht die, in der Literatur ohnehin als anfällig für Ausreißer beschriebene (Kronthaler, 2016, S. 244), Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (Spearman) weniger aussagekräftig.

Um die Ursachen für die gefundenen Achsenabweichungen zu ergründen, wäre zusätzlich zu der Beurteilung der Beinachse mittels der Videoanalysesoftware eine EMG-Messung der während der Landung aktiven Muskulatur eine sinnvolle Ergänzung gewesen (Dashti Rostami, Naderi, & Thomas, 2019).

#### **4.8.2 Limitationen der Datenerhebung**

Ziel dieser Arbeit war es, Grundlagenforschung zur Forschungsfrage „Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Beinachse im aufrechten Stand und der Beinachse bei der Landung nach einem vertikalen Sprung?“ zu betreiben und daraus mögliche Implikationen für den klinischen Alltag zu schaffen. Ein limitierender Faktor für die Erzeugung zu diesem Zweck verwertbarer Daten waren die technischen Möglichkeiten der Durchführung dieser Studie. Konkret gab es keine finanzierbare Möglichkeit, eine Kraftmessplatte zur genauen Bestimmung des Messzeitpunkts der Messgrößen in Dynamik zu verwenden. Diese Bestimmung hatte deshalb in der in Kapitel 2 beschriebenen Art und Weise zu geschehen, die eine nicht zu vernachlässigende Fehlerquelle darstellt. Die praktische Umsetzbarkeit der Durchführung der Messungen machte es außerdem notwendig, dass nur eine Kamera zur Erfassung der Messdaten verwendet werden konnte. Aus diesem Grund wurden für jede Körperhälfte nur zwei Variablen in Statik und zwei Variablen in

Dynamik, jeweils in der Frontalebene, erfasst. Mögliche Variablen wie Hüftflexion, Knieflexion oder Dorsalextension des Sprunggelenks, die in der Literatur (Arai & Miaki, 2013; Hewett u. a., 2005; Koga u. a., 2010; Krosshaug u. a., 2007) als Faktoren für die Entstehung der in der Einleitung dieser Arbeit beschriebenen Pathologien benannt werden, konnten deshalb nicht erfasst werden. Zur Bestimmung der Variablen wurde zwar dreimal in Statik und dreimal in Dynamik gemessen und aus den gemessenen Werten, der Durchschnitt bestimmt, insbesondere in Dynamik wäre allerdings eine qualitative Bewertung der Verlagerung des Körperschwerpunkts der Probandin in der Frontalebene und/oder Sagittalebene eine sinnvolle Ergänzung zu den quantitativ erhobenen Messgrößen gewesen. Dies war allerdings aufgrund zeitlicher, persönlicher Ressourcen und des vorgegebenen Umfangs dieser Arbeit nicht möglich.

## **5 Schlussfolgerung und Ausblick**

Im folgenden Kapitel wird erläutert, welche klinischen Implikationen aus den Ergebnissen dieser Arbeit abgeleitet werden können. Weiters wird dargelegt, inwiefern diese Ergebnisse Bedeutung für zukünftige Forschung auf diesem Gebiet haben können.

### **5.1 Schlussfolgerung**

In dieser Arbeit wurde die Forschungsfrage „Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Beinachse im aufrechten Stand und der Beinachse bei der Landung nach einem vertikalen Sprung“ untersucht. Zu diesem Zweck wurden vier Forschungshypothesen aufgestellt. Nur eine dieser vier Hypothesen konnte anhand von statistisch belastbaren Daten verifiziert werden. Die anderen drei konnten aufgrund des zu großen p-Wertes und der daraus folgenden, zu großen Wahrscheinlichkeit, dass die ermittelten Korrelationen zufälligen Korrelationen entsprechen, weder verifiziert noch falsifiziert werden. Zuverlässige Schlussfolgerungen für den klinischen Alltag können deshalb kaum gezogen werden, abgesehen davon, dass bei zukünftigen Arbeiten dieser Art eine größere Probandinnengruppe vonnöten ist. Die Forschungshypothese „Es gibt eine Korrelation zwischen dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel im aufrechten Stand und dem Hüftadduktions(-abduktions)winkel bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung“ konnte für das linke Bein, anhand der untersuchten Probandinnengruppe, verifiziert werden. Es wurde hierzu eine starke, positive Korrelation nachgewiesen. Aus dieser kann für den klinischen Alltag abgeleitet werden, dass ein größerer Wert für die Hüftadduktion/-abduktion links im aufrechten Stand einen größeren Wert für die Hüftadduktion/-abduktion links bei der beidbeinigen Landung nach einem vertikalen Sprung hat.

### **5.2 Ausblick**

Die im Kapitel 5.1 aus den Ergebnissen dieser Bachelorarbeit gezogenen Schlussfolgerung ist vor allem in klinischen Settings relevant, in denen sportphysiotherapeutisch gearbeitet wird. Vergrößerte Werte für Hüftadduktion in Dynamik stehen in Verbindung mit einem erhöhten Risiko für die Entstehung von PFSS und einer Ruptur des VKB (Boden u. a., 2009; Uota u. a., 2017b). Mit den Ergebnissen dieser Bachelorarbeit konnte gezeigt werden, dass zwischen Hüftadduktion in Statik und Hüftadduktion in Dynamik ein Zusammenhang besteht. Demzufolge kann darauf geschlossen werden, dass die Werte für Hüftadduktion in Statik eine Rolle bei der Entstehung von PFSS und Rupturen des VKB spielen können. Für Kliniker bedeutet dies, bei Risikogruppen für PFSS und Rupturen des VKB (zum Beispiel junge Sportlerinnen)

vermehrt auf die Hüftadduktion im aufrechten Stand zu achten. Diese ist relativ einfach zu messen und qualitativ zu bewerten und kann durch ein entsprechendes Beinachsentraining verbessert werden. Werden die Ergebnisse für die Hüftadduktion in Statik auf diese, oder ähnliche Art und Weise in die Praxis umgesetzt, können diese im besten Fall dabei helfen, einen Beitrag zu leisten, um bei Risikopopulationen PFSS seltener auftreten zu lassen.

Abschließend sollte erwähnt werden, dass das Ziel dieser Arbeit, einen Zusammenhang zwischen der Beinachse im Stand und der Beinachse in Dynamik zu finden, nur sehr bedingt erreicht werden konnte. Es wurde zwar für eine von acht erhobenen Konstellationen zwischen statischen und dynamischen Werten ein statistisch signifikanter Zusammenhang gefunden, allerdings darf bezweifelt werden, wie zuverlässig die daraus zu ziehenden Schlüsse auf die Gesamtpopulation umzulegen sind. Zum einen handelt es sich bei der Probandinnengruppe um eine nicht dem Querschnitt der sportlich aktiven Population entsprechende, da alle Probandinnen dieselbe Sportart ausüben. Zum anderen war die Probandinnengruppe sehr klein ( $n=14$ ). Statistische Ausreißer verfälschen aus diesem Grund in einem stärkeren Ausmaß das Messergebnis. Für zukünftige Studien in diesem Bereich kann nur dazu angeraten werden, größere Samples zu ziehen und, wenn möglich, auf technisch ausgereifteres Equipment, wie zum Beispiel eine Kraftmessplatte zurückzugreifen.

## Literaturverzeichnis

- Arai, T., & Miaki, H. (2013). Influence of static alignment of the knee, range of tibial rotation and tibial plateau geometry on the dynamic alignment of “knee-in” and tibial rotation during single limb drop landing. *Clinical Biomechanics*, 28(6), 642–648. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.05.003>
- Bartrow, K., & Springer-Verlag GmbH. (2015). *Untersuchen und Befunden in der Physiotherapie Untersuchungstechniken und Diagnoseinstrumente*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Abgerufen von <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:1111-2015062545>
- Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S., & Hewett, T. E. (2010). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(9), 520–527.
- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B., & Hewett, T. E. (2009). Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury: Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 252–259. <https://doi.org/10.1177/0363546508328107>
- Boling, M. C., Padua, D. A., Marshall, S. W., Guskiewicz, K., Pyne, S., & Beutler, A. (2009). A Prospective Investigation of Biomechanical Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome: The Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) Cohort. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(11), 2108–2116. <https://doi.org/10.1177/0363546509337934>
- Casey, E., Rho, M., & Press, J. M. (Hrsg.). (2016). *Sex differences in sports medicine*. New York, NY: Demos Medical Publishing, LLC.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). Hillsdale, N.J: L. Erlbaum Associates.
- Dashti Rostami, K., Naderi, A., & Thomas, A. (2019). Hip Abductor and Adductor Muscles Activity Patterns During Landing After Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–6. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0189>
- de Loës, M., Dahlstedt, L. J., & Thomée, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90–97.
- DeHaven, K. E., & Lintner, D. M. (1986). Athletic injuries: Comparison by age, sport, and gender. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(3), 218–224. <https://doi.org/10.1177/036354658601400307>
- Donohue, M. R., Ellis, S. M., Heinbaugh, E. M., Stephenson, M. L., Zhu, Q., & Dai, B. (2015). Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. *Research in Sports Medicine*, 23(4), 394–411. <https://doi.org/10.1080/15438627.2015.1076413>
- Ebstrup, J. F., & Bojsen-Moller, F. (2000). Anterior cruciate ligament injury in indoor ball games. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 10(2), 114–116. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010002114.x>
- Ferreira, L. C., Schilling, B. K., Weiss, L. W., Fry, A. C., & Chiu, L. Z. (2010). Reach Height and Jump Displacement: Implications for Standardization of Reach

Determination: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(6), 1596–1601.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d54a25>

Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus Knee Motion during Landing in High School Female and Male Basketball Players: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745–1750.  
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9>

Giza, E. (2005). Injuries in women's professional soccer \* Commentary. *British Journal of Sports Medicine*, 39(4), 212–216.  
<https://doi.org/10.1136/bjism.2004.011973>

Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., ... Wojtys, E. M. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141–150.

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., ... Succop, P. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>

Hughes, G., & Watkins, J. (2006). A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(5), 411–428.

Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T., & Yokoe, K. (2010). Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: a twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(4), 669–675.

Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., ... Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations from Female Team Handball and Basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218–2225.  
<https://doi.org/10.1177/0363546510373570>

Kronthaler, F. (2016). *Statistik angewandt: Datenanalyse ist (k)eine Kunst ; Excel Edition*. Berlin Heidelberg: Springer Spektrum.

Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., ... Bahr, R. (2007). Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball: Video Analysis of 39 Cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359–367. <https://doi.org/10.1177/0363546506293899>

Lankhorst, N. E., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & van Middelkoop, M. (2012). Risk Factors for Patellofemoral Pain Syndrome: A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(2), 81-A12.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3803>

Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(5), 438–445.

Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Goodman, A., Caesar, 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>

Nagano, Y., Ida, H., Akai, M., & Fukubayashi, T. (2007). Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*, 14(3), 218–223. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2006.11.008>

Nguyen, A.-D., & Shultz, S. J. (2009). Identifying Relationships Among Lower Extremity Alignment Characteristics. *Journal of Athletic Training*, 44(5), 511–518. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.511>

Noehren, B., Hamill, J., & Davis, I. (2013). Prospective Evidence for a Hip Etiology in Patellofemoral Pain: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45(6), 1120–1124. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31828249d2>

Nor Adnan, N. M., Ab Patar, M. N. A., Lee, H., Yamamoto, S.-I., Jong-Young, L., & Mahmud, J. (2018). Biomechanical analysis using Kinovea for sports application. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 342, 012097. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/342/1/012097>

Noyes, F. R., & Barber-Westin, S. D. (2018). *ACL injuries in the female athlete: causes, impacts, and conditioning programs*. Abgerufen von <https://doi.org/10.1007/978-3-662-56558-2>

Papst, O. (2010). *Prävalenz und Prävention von Verletzungen der unteren Extremität im Profifußball*. Universität Regensburg, Regensburg.

Quisquater, L., Bollars, P., Vanlommel, L., Claes, S., Corten, K., & Bellemans, J. (2013). The incidence of knee and anterior cruciate ligament injuries over one decade in the Belgian Soccer League. *Acta Orthopaedica Belgica*, 79(5), 541–546.

Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., ... Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 394–412. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.048934>

Sanders, T. L., Maradit Kremers, H., Bryan, A. J., Larson, D. R., Dahm, D. L., Levy, B. A., ... Krych, A. J. (2016). Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(6), 1502–1507. <https://doi.org/10.1177/0363546516629944>

Schünke, M. (2000). *Funktionelle Anatomie: Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Stuttgart: Thieme.

Stathopulu, E. (2003). Anterior knee pain: a long-term follow-up. *Rheumatology*, 42(2), 380–382. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keg093>

Uota, S., Nguyen, A.-D., Aminaka, N., & Shimokochi, Y. (2017a). Relationship of Knee Motions With Static Leg Alignments and Hip Motions in Frontal and Transverse Planes During Double-Leg Landing in Healthy Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(5), 396–405. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0053>

Uota, S., Nguyen, A.-D., Aminaka, N., & Shimokochi, Y. (2017b). Relationship of Knee Motions With Static Leg Alignments and Hip Motions in Frontal and Transverse Planes During Double-Leg Landing in Healthy Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(5), 396–405. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0053>

Utting, M. R., Davies, G., & Newman, J. H. (2005). Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *The Knee*, 12(5), 362–365. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2004.12.006>

Vandenbroucke, J. P., von Elm, E., Altman, D. G., Gøtzsche, P. C., Mulrow, C. D., Pocock, S. J., ... Egger, M. (2007). Strengthening the Reporting of Observational

Studies in Epidemiology (STROBE): Explanation and Elaboration. *Epidemiology*, 18(6), 805–835. <https://doi.org/10.1097/EDE.0b013e3181577511>

Weiss, K., & Whatman, C. (2015). Biomechanics Associated with Patellofemoral Pain and ACL Injuries in Sports. *Sports Medicine*, 45(9), 1325–1337.

<https://doi.org/10.1007/s40279-015-0353-4>

Willson, J. D., Binder-Macleod, S., & Davis, I. S. (2008). Lower Extremity Jumping Mechanics of Female Athletes with and without Patellofemoral Pain before and after Exertion. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1587–1596.

<https://doi.org/10.1177/0363546508315592>