

Institut für Biomechanik und Orthopädie
Deutsche Sporthochschule Köln
Institutsleiter: Univ.-Prof. Dr. Uwe Kersting

**Leistenverletzungen im Nachwuchsfußball -
wie biomechanische Risikofaktoren und das
pubertäre Längenwachstum zusammenhängen**

An der Deutschen Sporthochschule Köln
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sportwissenschaft

angenommene Dissertation

vorgelegt von

Thomas Dupré

aus Bad Honnef

Köln, 2020

Erster Gutachter:	Univ.-Prof. Dr. Wolfgang Potthast Institut für Biomechanik und Orthopädie Deutsche Sporthochschule Köln
Zweiter Gutachter:	Prof. Dr. Toni Arndt Swedish School of Sport and Health Sciences
Vorsitzender des Promotionsausschusses:	Univ.-Prof. Dr. Mario Thevis Institut für Biochemie Deutsche Sporthochschule Köln
Datum der Disputation:	02. Juni 2021

Eidesstattliche Versicherung

Eidesstattliche Versicherungen gem. § 7 Abs. 2 Nr. 4 und 5 der Promotionsordnung der Deutschen Sporthochschule Köln vom 20.02.2013.

Hierdurch versichere ich:

Ich habe diese Arbeit selbstständig und nur unter Benutzung der angegebenen Quellen und technischen Hilfen angefertigt; sie hat noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen. Wörtlich übernommene Textstellen, auch Einzelsätze oder Teile davon, sind als Zitate kenntlich gemacht worden.

Hierdurch erkläre ich, dass ich die „Leitlinien guter wissenschaftlicher Praxis“ der Deutschen Sporthochschule Köln eingehalten habe.

Köln, 9. Juli 2021, Thomas Dupré

Danksagung

Zuvorderst danke ich meinem Doktorvater, Prof. Dr. Wolfgang Potthast, dafür dass er mir die Möglichkeit zur Promotion gegeben hat und dieses Vorhaben immer tatkräftig durch Diskussionen, Ideen oder motivierend unterstützt hat. Weiterhin danke ich ihm auch für die Zeit abseits des Instituts, sei es auf dem Fahrrad oder auf gemeinsamen Konferenzen.

Ein großer Dank gilt meinen Kollegen und Freunden aus der Arbeitsgruppe: Josef, Jo, Sina, Igor, Korbi und Ralf. Vielen Dank für eure offenen Ohren, guten Ratschläge und eine unvergessliche Zeit sowohl beim Arbeiten als auch sonst überall!

Ich danke Miriam und Maren für die vielen lustigen Unterhaltungen abseits der sonst so strengen Atmosphäre im Großraumbüro. Zudem danke ich auch allen anderen Mitarbeitern des Instituts für ihre jahrelange Unterstützung.

Weiterhin danke ich Hartmut Krahl, Jan Meyer und Markus Braun für ihre Unterstützung in den Footbonautprojekten.

Vielen Dank an Felix und Roschi für das gründliche Korrekturlesen und den letzten Feinschliff meiner Kommasetzung.

Ich danke meiner Familie, dafür dass sie mich zu dem Menschen gemacht haben der ich bin und mich immer unterstützt hat. Sie hat meinen Werdegang überhaupt erst möglich gemacht.

Der größte Dank gilt aber Michelle und Emil. Michelle, die mich in den letzten Jahren immer motiviert hat, sei es durch Zuspruch oder einen verbalen Tritt in den Hintern und ohne die all die Zeit nicht so schön hätte sein können. Und natürlich Emil, der das Schreiben selbst zwar nicht einfacher, aber vor allem die Motivation größer gemacht hat.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	V
Abbildungsverzeichnis	VII
Tabellenverzeichnis	IX
1 Einleitung	1
2 Leistenverletzungen im Sport und ihre Ursachen	3
2.1 Begriffliche Eingrenzung	3
2.2 Epidemiologie	4
2.3 Der Einfluss spezifischer Bewegungen beim Auftreten von Leistenverletzungen	5
3 Epidemiologie von Verletzungen bei Kindern und Jugendlichen im Fußball	8
4 Problemstellung und Forschungsfragen	10
5 Überblick über die Methodik	13
5.1 Studiendesigns und Probandenstichprobe	13
5.2 3D-Bewegungsanalyse und Datenerfassung	14
5.3 Muskel-Skelett-Modellierung und Datenverarbeitung	15
5.4 Elektromyographie	16
6 Kurzvorstellung der Studien	18
7 Studie I: Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis	23
8 Studie II: Groin injuries in soccer: Investigating the effect of age on adductor muscle forces	38

9 Studie III: Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements	41
10 Studie IV: Groin injury risk of pubertal soccer players increases during peak height velocity due to changes in movement techniques	52
11 Diskussion	67
11.1 Die Rolle von Richtungswechseln und Pässen bei der Entstehung von Leistenverletzungen	67
11.2 Die Rolle der körperlichen Entwicklung bei der Entstehung von Leistenverletzungen im Kindes- und Jugendalter	71
11.3 Implikationen der Resultate für die Sportpraxis unter Berücksichtigung der bekannten Risikofaktoren	76
11.4 Limitationen	79
11.5 Ausblick	81
12 Kurzzusammenfassung	85
13 Abstract	86
Literaturverzeichnis	87

Abbildungsverzeichnis

4 Problemstellung und Forschungsfragen	10
4.1 Überblick über die Fragestellungen	12
5 Überblick über die Methodik	13
5.1 Ultraschallbild der Adduktorenmuskulatur	17
7 Studie I: Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis	23
7.1 Figure 1: Schematic drawing of the Footonaut	27
7.2 Figure 2: View of the marker set	27
7.3 Figure 3: Time series for the means of hip joint kinematics, muscle stress and muscle contraction velocity	30
7.4 Figure 4: Bar plot of muscle force and stress	31
7.5 Erkenntnisstand nach Studie I	37
8 Studie II: Groin injuries in soccer: Investigating the effect of age on adductor muscle forces	38
8.1 Erkenntnisstand nach Studie II	40
9 Studie III: Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements	41
9.1 Figure 1: Mean time series of the muscle activity and kinematic parameters	44
9.2 Figure 2: Schematic drawing showing the test setup.	48
9.3 Erkenntnisstand nach Studie III	51

10 Studie IV: Groin injury risk of pubertal soccer players increases during peak height velocity due to changes in movement techniques	52
10.1 Figure 1: Image of the device used to measure the maximum isometric adductor force	56
10.2 Figure 2: Schematic drawing showing test setup	56
10.3 Figure 3: Kinematic time series of the two participant groups during cutting	58
10.4 Figure 4: Kinematic time series of the two participant groups during inside passing	58
10.5 Figure 5: Time series of the adductor muscle forces in both movements . .	59
10.6 Erkenntnisstand nach Studie IV	66
11 Diskussion	67
11.1 Schematischer Verlauf des Verletzungsrisikos während der körperlichen Entwicklung	73
11.2 Schematischer Verlauf des Verletzungsrisikos während der körperlichen Entwicklung wenn vorbereitendes Krafttraining eingesetzt wurde	79
11.3 Individuelle Hüftadduktionsverläufe von Nachwuchsspielern beim Richtungswechsel	82
11.4 Abschließender Erkenntnisstand nach Durchführung aller Studien	84

Tabellenverzeichnis

5 Überblick über die Methodik	13
5.1 Darstellung der Studiencharakteristika	14
7 Studie I: Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis	23
7.1 Table 1: Results for discrete kinematic parameters	29
7.2 Table 2: Results for discrete muscle parameters	29
9 Studie III: Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements	41
9.1 Table 1: Results for the comparison of activity parameters of gracilis and adductor longus during CM and IP.	43
10 Studie IV: Groin injury risk of pubertal soccer players increases during peak height velocity due to changes in movement techniques	52
10.1 Table 1: Anthropometrics for the two groups of participants	55

1 Einleitung

Verletzungen der Leistenregion sind in vielen Sportarten, besonders jedoch im Fußball, ein verbreitetes Problem. Zu ihren Ursachen gibt es eine Vielzahl epidemiologischer Studien, aber nur wenige Erkenntnisse über die zu Grunde liegende Biomechanik [1, 2]. Nichtsdestotrotz haben diese Arbeiten gemein, dass sie Richtungswechsel sowie Pässe und Schüsse im Fußball als Bewegungen mit hohem Risikopotential in Bezug auf Leistenverletzungen benennen [3, 4]. Es gibt hierzu jedoch kaum wissenschaftliche Belege. Indem die Biomechanik der beiden Bewegungen im Hinblick auf Risikofaktoren für Leistenverletzungen untersucht wird, soll die vorliegende Arbeit einen Beitrag zur Beseitigung dieses Forschungsdefizits liefern.

Weiterhin zeigt sich in der Literatur, dass die Verletzungszahlen bei Nachwuchsathleten besonders mit Beginn der Pubertät stark zunehmen [5–7]. Auch hier sind die zugrunde liegenden Effekte nicht bekannt. Diese Arbeit soll daher als weiteres Ziel klären, ob der Anstieg der Verletzungsrate bei Nachwuchsathleten¹ mit Änderungen in der Biomechanik von Bewegungen wie Richtungswechseln und Pässen zusammenhängt. Hierfür soll das aus der Arbeit hervorgehende Wissen zur Entstehung von Leistenverletzungen genutzt werden, um den Anstieg der Verletzungsrate an dieser Verletzung exemplarisch zu untersuchen. So soll geklärt werden, ob das Wachstum in der Pubertät zu Technikänderungen in der Ausführung fußballspezifischer Bewegungen führt und/oder Änderungen der Anthropometrie selbst ein immanenter Risikofaktor sind [8].

Zu diesem Zweck wurden in dieser Arbeit vier Querschnittsstudien durchgeführt, die jeweils Teile dieser Wissenslücken schließen. Als zentrale Methoden wurden 3D-Bewegungsanalysen kombiniert mit mathematischer Muskel-Skelett-Modellierung angewendet. Je

¹Da sich die vorliegende Arbeit ausschließlich mit männlichen Probanden befasst hat, wird im Text keine genderneutrale Sprache verwendet.

nach Fragestellung wurden diese Methoden erweitern und beispielsweise Elektromyographie (EMG) angewendet.

Im Folgenden wird zuerst dargelegt, wie der aktuelle Forschungsstand zum Thema Leistenverletzungen und deren Risikofaktoren ist. Zudem werden die aktuellsten Erkenntnisse zur Epidemiologie von Sportverletzungen im Kindes- und Jugendalter dargestellt. Daran anschließend werden die Forschungsfragen erarbeitet und die wichtigsten Methoden erläutert. Den Hauptteil der Arbeit bilden die vier Studien. Abschließend werden die Ergebnisse der vier Studien in ihrer Gesamtheit diskutiert und daraus Perspektiven für die Sportpraxis sowie die weitere wissenschaftliche Arbeit abgeleitet.

2 Leistenverletzungen im Sport und ihre Ursachen

Dieses Kapitel widmet sich dem aktuellen Stand der Literatur zu Leistenverletzungen. In diesem Zuge muss zuerst die Definition von Leistenverletzungen erläutert werden. Im Anschluss daran befasst sich der Text mit der Epidemiologie und den Risikofaktoren.

2.1 Begriffliche Eingrenzung

Der Begriff Leistenverletzung ist unspezifisch und in der Literatur sehr weit gefasst. Er bezieht sich im Grunde auf alle Arten von Verletzungen und Schmerzen, die in der Hüft- und Leistenregion auftreten [1, 2, 9]. Zum einen kann es sich dabei um muskuläre Verletzungen wie Adduktorenzerrungen und -faserrisse handeln, andererseits werden aber auch nicht-muskuläre Verletzungen wie Schambeinentzündungen, Leistenbrüche oder Femoroacetabuläres Impingement mit eingeschlossen [2]. Eine derartige Vielfalt möglicher Ursachen erschwert die Diagnose ebenso wie die Ursachenforschung. Ein erster Versuch zur Vereinheitlichung der Begrifflichkeiten wurde 2015 vorgenommen [10]. Dort wurde Leistenschmerz in vier Einheiten unterteilt: adduktorenbezogen, iliopsoasbezogen, leistenbandbezogen und schambeinbezogen. In der vorliegenden Arbeit soll es vor allem um die adduktoren- und teilweise um die schambeinbezogenen Arten von Leistenverletzungen gehen. Nachfolgend bezieht sich der Terminus Leistenverletzung nur noch auf diese beiden Unterkategorien. Die Fokussierung hierauf liegt in der Epidemiologie begründet und wird im nächsten Abschnitt erläutert.

2.2 Epidemiologie

Leistenverletzungen sind in vielen Sportarten ein weitverbreitetes Problem. Dabei sind die adduktorenbezogenen Leistenverletzungen für einen großen Anteil an der Gesamtzahl der Verletzungen verantwortlich.

Gerade Mannschaftssportarten wie Fußball [11], Eishockey [12] und Australian Football [13] sind von Leistenverletzungen stark betroffen. Im Fußball haben Leistenverletzungen eine große Aufmerksamkeit seitens der Forschung erfahren. Dies betrifft sowohl die Epidemiologie [11, 14–16], als auch die Suche nach Risikofaktoren [1, 2, 17, 18]. Zur Bestimmung der Verletzungsinzidenz wird in fast allen Studien die Anzahl der Verletzungen pro 1000 Stunden Exposition betrachtet. Dabei werden Verletzungen häufig erst dann gezählt, wenn sie in Trainingsausfällen resultieren. Leichtere Verletzungen, bei denen das Training weiter geführt werden kann, erfasst diese Verletzungsdefinition nicht [19].

Wird die Verletzungsinzidenz von Leistenverletzungen im Fußball betrachtet, so liegt diese zwischen 0,2 und 1,4 Verletzungen pro 1000 Stunden Exposition [20, 21]. Damit liegt ihr Anteil an allen Verletzungen, die zu einem Trainingsausfall führen, bei 7 - 13 % [15]. Die große Schwankung in der Inzidenz ist einerseits durch unterschiedliche Stichproben zu erklären (Frauen, Männer, Erwachsene, Jugendliche, Spielklassen), allerdings auch durch leichte Abweichungen in den Verletzungsdefinitionen. Betrachtet man die muskulären Verletzungen der unteren Extremität, so sind die Adduktoren mit 23 % der Verletzungen nach den Hüftbeugern am zweithäufigsten betroffen [22]. Zudem liegt der durchschnittliche Trainingsausfall von Leistenverletzungen bei 14 bis 17 Tagen [22–24]. Betrachtet man den Trainingsausfall pro 1000 Stunden Exposition, so ergibt sich die sogenannte *injury burden*, beziehungsweise «Verletzungslast». Dieser Wert ist unter Berücksichtigung aller im Fußball auftretenden Verletzungen für Leistenverletzungen ebenfalls der Zweithöchste [24]. Zudem scheint die Dunkelziffer bei Leistenverletzungen hoch zu sein, da die tatsächliche Zahl der Verletzungen durch die oben genannte Verletzungsdefinition (Trainingsausfall = Verletzung) unterschätzt wird [16, 19]. Da eine hohe Verletzungslast mit verringelter

Teamleistung assoziiert wurde [25], ist die Prävention, besonders von Verletzungen mit hoher Last, von hoher Relevanz. Nichtsdestotrotz gibt es bislang kaum Untersuchungen zu möglichen Verletzungsmechanismen.

Vielmehr stand bislang die Suche nach Risikofaktoren im Fokus der Präventionsforschung. In der Epidemiologie wird in beeinflussbare und nicht beeinflussbare Risikofaktoren unterschieden [9]. Drei Übersichtsartikel fanden als stärksten, nicht beeinflussbaren Risikofaktor im Fußball jeweils das Vorhandensein einer vorherigen Leistenverletzung [1, 2, 9]. Weiterhin wurden höheres Alter sowie akzelerierte körperliche Entwicklung in der Pubertät als Risikofaktoren identifiziert [2]. Bei den beeinflussbaren Risikofaktoren wird in mehreren Studien eine verringerte Hüftbeweglichkeit genannt [18, 26]. Allerdings sind die Methoden zur Ermittlung der Hüftbeweglichkeit in den Studien nicht einheitlich. Zudem stellten Tak et al. [27] fest, dass Validität und Reliabilität häufig nur eingeschränkt oder schwer nachzuvollziehen sind. Trotzdem kam auch die Studie von Tak et al. [27] zu dem Schluss, dass eine eingeschränkte Rotationsfähigkeit der Hüfte vor der Saison, das Risiko für die Entwicklung von Leistenschmerz erhöht. Der wichtigste beeinflussbare Faktor scheint aber eine reduzierte Adduktorenkraftfähigkeit zu sein [1, 2]. Laut Whittaker et al. [1] handelt es sich hierbei sogar um den einzigen beeinflussbaren Risikofaktor, bei dem das Evidenzniveau hoch genug ist, um ihn als solchen zu bezeichnen.

2.3 Der Einfluss spezifischer Bewegungen beim Auftreten von Leistenverletzungen

Die Ursachenforschung beim Thema Leistenverletzungen beschränkte sich bislang hauptsächlich auf die Suche nach Risikofaktoren. Eine Annahme ist, dass das Risiko für solch eine Verletzung durch bestimmte Bewegungen erhöht wird. Im Mittelpunkt stehen dabei Richtungswechsel [19, 28–30], sowie Schuss- bzw. Passbewegungen [1–3, 31]. Jedoch

handelt es sich auch hier lediglich um Vermutungen. So wird davon ausgegangen, dass Leistenverletzungen durch häufige exzentrische Kontraktion der Adduktoren begünstigt werden [9, 14]. Weiterhin wird vermutet, dass die Schambeinfuge durch den von Bauchmuskulatur und Adduktoren verursachten mechanischen Stress überlastet wird [32]. Allerdings kann sich keine der genannten Studien auf wissenschaftlich publizierte Ergebnisse berufen. Vielmehr referenziert jede Studie eine jeweils ältere Arbeit, wobei am Ende dieser Kette keine wissenschaftliche Veröffentlichung zu finden ist, welche belegen könnte, dass Richtungswechsel und Schussbewegungen zu Leistenverletzungen führen.

Erst in den letzten Jahren wurden einige Studien publiziert, die sich mit der Verbindung von Leistenverletzungen zu den oben genannten Bewegungen beschäftigen. Bei den Schuss- und Passbewegungen wurde gezeigt, dass Ristschüsse im Vergleich zu Innenseitschüssen für eine höhere Aktivierung der Adduktorenmuskulatur sorgen [33]. In der genannten Studie erfolgte allerdings keine weitere Interpretation dieses Befundes. So bleibt die Studie von Charnock et al. [3] die bislang einzige Veröffentlichung, welche gezielt nach einem Mechanismus für Leistenverletzungen bei Schussbewegungen gesucht hat. Mittels EMG und Modellierung der Kinematik und Muskellängen wurden hier maximale Schussbewegungen untersucht. Es zeigte sich, dass der *Musculus Adduktor Longus*¹ in über 65 % der Schwungphase eine Muskellängung erfährt. Daraus wurde geschlossen, dass der Adduktor Longus über weite Phasen der Schussbewegung exzentrisch agiert [3]. Hinzu kommt, dass der Zeitpunkt der maximalen Aktivierung des Adduktor Longus innerhalb der Schwungphase zeitgleich mit der schnellsten Muskellängung auftritt. Exzentrische Kontraktionen bei hoher Muskelaktivierung wurden bereits früher mit dem Auftreten von Muskelverletzungen in Verbindung gebracht [34]. Dies ist ein erster Hinweis darauf, dass Schussbewegungen für das Auftreten von Leistenverletzungen mitverantwortlich sein könnten. Allerdings werden die bei Charnock et al. [3] untersuchten maximalen Schüsse in der Fußballpraxis deutlich seltener ausgeführt als submaximale Passbewegungen. Ein Datensatz von Pappalardo et al. [35] zeigt, dass Pässe etwa 50 % aller aufgezeichneten Ereignisse ausmachen, während Schüsse nur etwa 1,5 % aller Ereignisse darstellten. Individuelle Spieler führten zum Teil

¹Wird im Folgenden nur noch Adduktor Longus genannt

über 50 Pässen pro Spiel aus [35]. Auf Grund der dargelegten Bedeutung des Passes muss geklärt werden, ob auch diese Bewegung zum Verletzungsrisiko beiträgt.

Richtungswechsel wurden bei der Suche nach den Verletzungsmechanismen bisher ebenfalls vernachlässigt. Drei Studien beschäftigten sich mit dem Zusammenhang dieser Bewegung und Leistenverletzungen [4, 36, 37]. Allerdings waren die Fragestellungen sehr spezifisch und bauten bereits auf dem vermeintlichen Zusammenhang zwischen Richtungswechseln und Leistenverletzungen auf. Chaudhari et al. [4] konnten zeigen, dass die Aktivität der Adduktorenmuskulatur bei 45°-Richtungswechseln durch das Tragen von Kompressionsbekleidung signifikant verringert werden kann. Einerseits ist dies eine interessante Erkenntnis im Bezug auf die Rehabilitation und Rückkehr ins Training für verletzte Spieler. Andererseits bleibt offen, ob die gemessene Aktivität für die Adduktoren problematisch ist und auf ein Verletzungsrisiko hindeutet. In den Studien von Edwards et al. [36] und Franklyn-Miller et al. [37] wurden jeweils Populationen mit vorhandenem Leistenschmerz auf unterschiedliche Bewegungsstrategien hin untersucht. Beide Studien zeigen, dass es unterschiedliche Bewegungsstrategien, sowohl bei 110°-Richtungswechseln [37], als auch 45°-Richtungswechseln gibt [36]. Dieser Umstand ist besonders für rehabilitative Zwecke sinnvoll, zeigt er doch, dass zwischen Patienten mit Leistenverletzungen, Unterschiede in den Bewegungstechniken bestehen, welche berücksichtigt werden müssen. Es konnte allerdings kein Zusammenhang zwischen Bewegungstechnik und Leistensymptomatik hergestellt werden [37]. Zwar konnten Edwards et al. [36] zeigen, dass Probanden mit Leistenschmerzen eine verringerte Bewegungsvariabilität im Hüftgelenk aufwiesen, allerdings war hier kein Ursache-Wirkungs-Zusammenhang herstellbar. Somit bleibt auch die Rolle von Richtungswechseln bei der Entstehung von Leistenverletzungen unklar.

3 Epidemiologie von Verletzungen bei Kindern und Jugendlichen im Fußball

In diesem Kapitel wird der Forschungsstand zu Sportverletzungen bei Kindern und Jugendlichen aufgearbeitet. Vor allem wird hier dargestellt, inwiefern das Wachstum nach aktuellem Wissensstand die Verletzungsinzidenz bei Nachwuchsathleten beeinflusst.

Betrachtet man die Verletzungszahlen von Kindern, fällt auf, dass sich Kinder unter zehn Jahren während des Sports nur selten verletzen [38]. Auch danach, bis zu einem Alter von 13 Jahren, sind die Verletzungszahlen deutlich geringer als bei älteren Kindern [6, 7]. Dies bezieht sich nicht auf spezifische Verletzungen, sondern trifft auf alle Arten von Verletzungen zu [5, 7, 39]. Im Kinder- und Jugendsport betreffen 76,3 % aller Verletzungen die untere Extremität [39]. Fußball ist dabei eine der Sportarten mit der größten Verletzungsinzidenz von bis zu 7,9 Verletzungen pro 1000 Stunden Spielzeit (Training und Wettkampf) [6]. Auch hier zeigt sich, dass Kinder bis zum Alter von einschließlich 12 Jahren beim Fußballspielen deutlich seltener Verletzungen erleben als ältere Spieler [7].

Um das 14. Lebensjahr zeigt eine Vielzahl von Studien übereinstimmend einen rapiden Anstieg der Inzidenz von Sportverletzungen (siehe dazu Übersichtsartikel von C. A. Emery [40]). Im Fußball betrifft dies grundsätzlich alle Arten von Verletzungen [5, 41–43], aber auch die oben diskutierten Leistenverletzungen [44]. Auf Grund des einhergehenden Trainingsausfall und des häufig rezidivierenden Verlauf von Leistenverletzungen, können diese einen großen Einfluss auf die sportliche Karriere junger Athleten nehmen. Mitunter kann das Erleiden einer solchen Verletzung im frühen Jugendalter die sportliche Karriere stark behindern oder sogar beenden. Folglich muss hier präventiv gearbeitet werden um das Auftreten solcher und anderer schwerwiegender Verletzungen zu verhindern. Allerdings

müssten dafür die Ursachen für den plötzlichen Anstieg der Verletzungszahlen bekannt sein. Hier offenbart sich weiterer Forschungsbedarf, denn bisherige Ansichten hierüber sind weitestgehend Vermutungen. Diese benennen zum Beispiel einen aggressiveren Spielstil, höhere Risikobereitschaft, einen Verlust an Koordination [5], aber auch zunehmende Teilnahme im organisierten Sport [41] als Ursachen. Neben diesen psychologischen und sozialen Faktoren finden sich kaum Hinweise auf die biomechanischen Ursachen der Verletzungszunahme.

Es lassen sich aber erste Ansatzpunkte ausmachen: So deckt sich der Zeitpunkt des Anstieges der Verletzungszahlen mit dem durchschnittlichen Beginn der Phase des schnellsten Wachstums in der Pubertät [8]. Diese *Peak Height Velocity (PHV)* genannte Phase führt zu einem mittleren Längenwachstum von 10,4 cm pro Jahr [45]. Das Längenwachstum ist hierbei allerdings nicht gleichmäßig auf alle Körpersegmente verteilt, sondern verläuft ungleichmäßig mit mehrwöchigen Abständen zwischen den maximalen Wachstumsraten einzelner Segmente [46]. Hierdurch ändern sich die Proportionen innerhalb kürzester Zeit, wodurch eine andere muskuläre Ansteuerung nötig wird. Vermutete Folgen sind ein kurzzeitig verringertes Leistungsvermögen sowie eine verringerte Koordination [8]. Inwiefern sich die PHV auf die Verletzungsinzidenz auswirkt, ist bislang weitestgehend unklar. Allerdings zeigte sich vor Kurzem, dass Änderungen in der Anthropometrie während des jugendlichen Wachstumsschubs das Verletzungsrisiko erhöhen könnten [47]. Ob sich dabei auch Faktoren für das Auftreten von Leistenverletzungen finden lassen muss noch untersucht werden.

4 Problemstellung und Forschungsfragen

Die obige Analyse des aktuellen Literaturstandes hat zwei Forschungsdefizite aufgezeigt, welche von der vorliegenden Arbeit untersucht werden sollen. Hierfür eignet sich Fußball als Sportart besonders gut, da es sich um die am häufigsten ausgeübte Sportart in Deutschland handelt [48]. Hinzu kommt, dass Fußball eine der höchsten Verletzungszahlen unter Kindern und Jugendlichen aufweist. Leistenverletzungen gehören zu den häufigsten Verletzungen im Fußball und bieten somit eine exzellente Grundlage, den plötzlichen Anstieg der Inzidenz im Jugendalter zu erforschen. Unten stehend werden die beiden Wissenslücken aufgezeigt und aus ihnen die Forschungsfragen abgeleitet, auf denen diese Arbeit aufbaut.

Erstes Forschungsdefizit:

Die Rolle von Richtungswechseln und Pässen bei der Entstehung von Leistenverletzungen.

Richtungswechsel und Schussbewegungen werden in einer Vielzahl von Literaturquellen als mitverantwortlich für das Auftreten von Leistenverletzungen genannt. Allerdings konnten kaum Studien gefunden werden, die diesen Zusammenhang eindeutig belegen. Hieraus ergibt sich die erste Forschungsfrage:

1. Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

Zweites Forschungsdefizit:

Der Einfluss der körperlichen Entwicklung bei der Entstehung von Leistenverletzungen im Kindes- und Jugendalter.

Ab einem Alter von 13 Jahren zeigt sich bei Nachwuchsathleten ein plötzlicher starker Anstieg der Verletzungen. Dies wurde zwar schon häufig festgestellt, aber bislang fehlt es an Erklärungen. Bisherige Studien führten häufig psychologische Faktoren als Erklärungsansatz ins Feld. Es ist aber unklar, ob auch biomechanische Faktoren, wie beispielsweise Änderungen in Kinematik und Kinetik, ausgelöst durch die PHV, bei bestimmten Bewegungen einen Einfluss haben könnten. Aus dieser Wissenslücke lassen sich zwei Forschungsfragen ableiten:

- 2.1. Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?
- 2.2. Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Auf der folgenden Seite sind die Forschungsfragen nochmals in einem Übersichtsbild dargestellt (Abb. 4.1). Dieses wird im Laufe der Arbeit mit den Kernaussagen der jeweiligen Studien ergänzt.

1. Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

2.1 Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?

2.2 Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Abbildung 4.1: Überblick über die Fragestellungen

5 Überblick über die Methodik

Im Folgenden wird die allgemeine Methodik der vier Studien¹ dargestellt. Um einen Überblick zu ermöglichen, soll es hierbei lediglich um die zentralen, in den Studien wiederkehrenden Methoden gehen. Die studienspezifischen Methoden sind in den beigefügten Artikeln dargestellt. Dies trifft vor allem auf die jeweils angewendeten statistischen Verfahren sowie die Kalkulation einzelner Parameter zu.

5.1 Studiendesigns und Probandenstichprobe

Der vorliegenden kumulativen Dissertation liegen vier verschiedene Studien zu Grunde, deren Studiendesign weitestgehend ähnlich war, sich aber in bestimmten Punkten unterschied. Die Datenerfassung erstreckte sich über einen Zeitraum von mehreren Jahren hinweg, wobei die genauen Zeiträume aus Tab. 5.1 zu entnehmen sind. Da für die ersten beiden Studien ein Footbonaut genutzt wurde (zu Footbonaut siehe Kapitel 5.2), erfolgte die Datenaufnahme in den Räumlichkeiten des Ballspielverein Borussia 09 e. V. Dortmund², beziehungsweise der Turn- und Sportgemeinschaft Hoffenheim 1899 e. V.³. Die Datenaufnahme der Studien III und IV wurden im Bewegungsanalyselabor des Instituts für Biomechanik und Orthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln durchgeführt. Alle vier Studien verwendeten ein Querschnittsdesign. Insgesamt wurden 105 ausschließlich männliche Personen untersucht. Wie sich die Teilnehmer auf die einzelnen Studien verteilten, ist ebenfalls in Tabelle 5.1 dargestellt. Eine Darstellung der gruppenspezifischen Anthropometrie findet sich in den Artikeln der einzelnen Veröffentlichungen. Die Studien I und III untersuchten jeweils einzelne, abhängige Stichproben, während die Studien II und IV eine Mehrzahl unabhängiger Stichproben untersuchten. Für alle Untersuchungen

¹Diese sind im Text durch die römischen Ziffern I - IV gekennzeichnet.

²Im Folgenden Borussia Dortmund

³Im Folgenden TSG Hoffenheim

Tabelle 5.1: Darstellung der Studiencharakteristika

	Zeitraum	Ort	Teilnehmer (N)
Studie I	Oktober 2013	Dortmund	10
Studie II	Januar - Februar 2016	Zuzenhausen	60
Studie III	Juni 2019	Köln	13
Studie IV	Oktober 2018	Köln	22

galt als Ausschlusskriterium das Vorliegen von chronischen oder akuten Verletzungen. Auf Grund der unterschiedlichen Fragestellungen variierten die Einschlusskriterien zwischen den Studien und sind in den Artikeln definiert. Jede der Studien wurde in Einklang mit den Bestimmungen der Deklaration von Helsinki durchgeführt. Dementsprechend wurden die Studien von der Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln begutachtet und akzeptiert. Alle Probanden nahmen freiwillig an den Studien teil. Dies wurde schriftlich festgehalten und im Falle minderjähriger Teilnehmer sowohl von den Erziehungsberechtigten, als auch den Teilnehmern selbst, schriftlich bestätigt.

5.2 3D-Bewegungsanalyse und Datenerfassung

Die Datenerfassung begann nach Begrüßung und Erläuterung der angewendeten Methoden immer mit der Messung der anthropometrischen Daten. Dies war nötig, da hierauf die spätere individuelle Skalierung des Muskel-Skelett-Models aufbaute. Eine Liste der anthropometrischen Maße findet sich im ergänzenden Material von Studie II (siehe Tab. ??, S. ??). In allen Studien kam ein markerbasiertes 3D-Bewegungsanalysesystem mit Infrarotkameras zum Einsatz (Vicon, Oxford, Großbritannien). Dessen Abtastrate zur Erfassung der kinematischen Daten lag bei 200 Hz. In den Studien I - III wurden jeweils 16 Kameras zur Datenerfassung genutzt. Für die Bewegungsanalyse in Studie IV kamen 13 Kameras zum Einsatz. Retro-reflektierende Marker (10 mm; Twist, ILUMARK GmbH, Feldkirchen, Deutschland) wurden an anatomischen Referenzpunkten mit Toupetklebeband (Kryolan, Berlin, Deutschland) auf der Haut der Teilnehmer platziert.

In den ersten beiden Studien konnte ein sogenannter Footbonaut genutzt werden. Hierbei handelt es sich um eine 14 m * 14 m große Ballmaschine zum gezielten Training des Passspiels. Im Footbonaut ist es möglich, aus vier verschiedenen Richtungen und zwei unterschiedlichen Höhen, dem in der Mitte positionierten Spieler Bälle zuzuspielen. Dessen Aufgabe ist es, den Ball anzunehmen und in ein audiovisuell angekündigtes Ziel zu passen. Eine detailliertere Beschreibung ist bei Saal et al. [49] zu finden. Zudem ist ein Video des Footbonaut im ergänzenden Material von Studie II zu finden (<http://links.lww.com/MSS/B860>, letzter Zugriff: 29.09.2020). Für die beiden ersten Studien ermöglichte der Footbonaut eine spielnahe Trainingssituation. Bodenreaktionskräfte konnten im Footbonaut nicht gemessen werden und wurden nur in den letzten beiden Studien aufgezeichnet. Dazu wurden in den Studien III und IV im Boden eingelassene Kraftmessplatten (Kistler, Winterthur, Schweiz) genutzt. Hierbei handelte es sich um Platten mit piezoelektrischen Sensoren, welche die Bodenreaktionskräfte mit einer Abtastrate von 1000 Hz erfassten. In beiden Studien wurden diese sowie der umliegende Bereich mit Kunstrasen bedeckt (Ligaturf RS Pro IICP, Polytan, Burgheim, Deutschland; siehe Abb. 9.2, S. 48).

5.3 Muskel-Skelett-Modellierung und Datenverarbeitung

In allen Studien wurden die Rohdaten mit Vicon Nexus (Vicon, Oxford, Großbritannien) weiterverarbeitet. Die daraus resultierenden, markerbasierten Bewegungsdaten sowie die Bodenreaktionskräfte wurden im Anschluss genutzt, um eine mathematische Modellierung vorzunehmen. Weiterhin wurden anthropometrische Daten genutzt, um das Menschmodell probandenspezifisch zu skalieren, ausgehend von Daten einer Präparatstudie [50]. Zur Berechnung der Kinematik und inversen Dynamik, kam in allen Studien das AnyBody Modeling System (Version 6.0, AnyBody Technology, Aalborg, Dänemark) zum Einsatz. Bei dem verwendeten Modell handelte es sich um das Anatomical Landmark

Scaled Model [51]. Dieses wurde modifiziert, sodass die Kniegelenke nicht als Scharnier-, sondern als Kugelgelenke modelliert wurden, um dem Knie drei Freiheitsgrade zu geben. Hierdurch wird eine realistischere Kniegelenkskinematik erreicht [52]. Die Filterung der kinematischen und kinetischen Daten fand ebenfalls in AnyBody statt. Bei Passbewegungen wurde die Kinematik in allen vier Studien mit einem rekursiven Butterworthfilter 2. Ordnung und einer Grenzfrequenz von 12.5 Hz gefiltert. Für die Kinematik und Kinetik der Richtungswechselbewegungen wurde mit demselben Filter gearbeitet, der allerdings eine höhere Grenzfrequenz von 20 Hz nutzte [53]. Verschiedene Filterfrequenzen können einen Einfluss auf die Kinematik der Markertrajektorien und somit auf das Ergebnis der gefilterten Bewegung haben. Daher werden üblicherweise auch unterschiedliche Bewegungen innerhalb einer Untersuchung mit denselben Filtern geglättet. Hier wurde bewusst anders vorgegangen: Erstens, da die beiden Bewegungen in früheren Studien ebenfalls unterschiedlich gefiltert wurden und zweitens, da beide Bewegungen in keiner der hier vorliegenden Studien direkt miteinander verglichen wurden. Die Drehmomente werden als externe Gelenkmomente dargestellt. Weitere Schritte der Datenverarbeitung und -reduzierung wurden mit Matlab (The MathWorks, Natick, Vereinigte Staaten) durchgeführt.

5.4 Elektromyographie

In Studie IV kam zusätzlich zur Bewegungsanalyse auch EMG zum Einsatz, um die Aktivität der Adduktorenmuskulatur aufzuzeichnen. Hierzu wurde ein kabelloses Oberflächen-EMG (Aktos, Myon, Schwarzenberg, Schweiz) mit einer Abtastrate von 1000 Hz eingesetzt. Bei der Präparierung der Hautoberfläche wurde entsprechend der SENIAM Standards gearbeitet [54]. Da die Lokalisierung der Muskelbäuche per Palpation bei den dicht-zusammen liegenden Adduktorenmuskeln nicht zweifelsfrei funktioniert, wurde die Lage der Muskelbäuche mittels Ultraschall bestimmt [55] (ProSound Alpha 7, Aloka GmbH,

Meerbusch, Deutschland). Abbildung 5.1 zeigt dazu beispielhaft die Darstellung der untersuchten Muskeln.

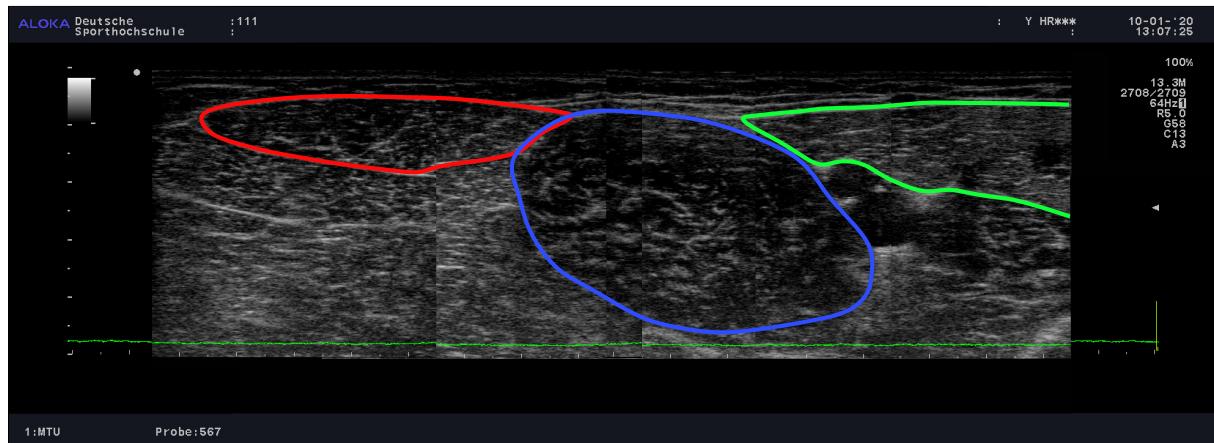


Abbildung 5.1: Ultraschallbild der Adduktorenmuskulatur in der Transversalebene. Das Bild wurde aus mehreren Einzelaufnahmen zusammengesetzt. Mit Rot ist der Gracilis gekennzeichnet. Blau zeigt den Adduktor Longus und grün den Sartorius.

6 Kurzvorstellung der Studien

Studie I

Dupré, T., Funken, J., Müller, R., Mortensen, K. R. L., Lysdal, F. G., Braun, M., Krahl, H. & Potthast, W. (2018). Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis. *Journal of sports sciences*, 36(16), 1827–1835. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1423193>

Ziel der ersten Studie war die Beanspruchung der Adduktorenmuskulatur durch intensives Passtraining zu quantifizieren. Hierzu wurden im Footbonaut bei Borussia Dortmund zehn Spieler mittels 3D-Bewegungsanalyse untersucht. Die auftretenden Muskelkräfte von Adduktor Longus und Gracilis, deren Verkürzungsgeschwindigkeiten sowie die Hüftgelenkskinematik wurden mathematisch modelliert. Anhand des berechneten Muskelstress (Muskelkraft/ physiologischer Querschnitt) zeigte sich eine hohe Beanspruchung der Adduktorenmuskulatur beim submaximalen Passen. Zudem zeigten die Ergebnisse der Verkürzungsgeschwindigkeit und der Hüftkinematik, dass die Adduktoren während des Passspiels in großen Teilen der Bewegung exzentrisch agieren. Die Kombination aus hohem Muskelstress und exzentrischer Kontraktion deuten darauf hin, dass das Risiko einer Leistenverletzung zu erleiden, auch durch submaximales Passen erhöht wird. Dies kommt vermutlich besonders durch die häufigen Wiederholungen von Pässen im Training und Spiel zum Tragen.

Studie II

Dupré, T., Lysdal, F. G., Funken, J., Mortensen, K. R. L., Müller, R., Mayer, J., Krahl, H. & Potthast, W. (2020). Groin injuries in soccer: Investigating the effect of age on adductor muscle forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(6), 1330–1337. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002243>

In der zweiten Studie wurde der Frage nachgegangen, ob sich mit der zuvor gezeigten hohen Beanspruchung der Adduktoren ein Erklärungsansatz für den plötzlichen Verletzungsanstieg bei Jugendlichen finden lässt. Auch in dieser Studie wurde ein Footbonaut zur Operationalisierung des Passspiels genutzt und mit einem 3D-Bewegungsanalysesystem ausgestattet. Sechzig Spieler des Nachwuchsleistungszentrums der TSG Hoffenheim wurden getestet und anhand ihres Alters in vier Gruppen aufgeteilt (U12, U15, U16, U23)¹. Hier zeigte sich, dass es zu einem schnellen Anstieg der zum Passen aufzuwendenden Adduktorenkräfte kommt, welche zwischen der U12 und der U15 Gruppe um 50 % zulegten. Zurückzuführen war dies auf das pubertäre Wachstum. Damit einhergehend kommt es zu einer Zunahme der Segmentträgheiten, deren Überwindung wiederum erhöhte Muskelkräfte erfordert. Die Auswirkungen der schnell zunehmenden Trägheit und der synchron gestiegenen Kraftanforderungen waren zum Teil verringerte Winkelgeschwindigkeiten bei der U15 Gruppe, deren Muskulatur den Anforderungen nicht gerecht werden konnte. Vermutlich sind die muskulären, aber besonders die passiven Strukturen des Bewegungsapparates nicht in der Lage, sich schnell genug an die steigenden Anforderungen anzupassen, wodurch die Zahl der Verletzungen ansteigt. Es wurde aber auch gezeigt, dass es mittels konsequenter Nachverfolgung der Beinmasse möglich ist, besonders gefährdete Spieler zu identifizieren, um deren Trainingsbeanspruchung zu regulieren.

¹ U ist die Abkürzung für „Unter“. Dementsprechend waren in der U12 Gruppe lediglich Spieler die das 12. Lebensjahr noch nicht vollendet hatten.

Studie III

Dupré, T., Tryba, J. & Potthast, W. (2021). Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements. *Scientific Reports*, 11(7223 (2021)). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-86666-5>

Neben den in Studie I und II untersuchten Pässen, werden auch Richtungswechsel häufig mit dem Auftreten von Leistenverletzungen in Verbindung gebracht. Für Richtungswechsel ist die Literaturlage, was diesen Zusammenhang betrifft, jedoch als mindestens unsicher anzusehen. Dementsprechend war das Ziel der dritten Studie, mittels EMG der Adduktorenmuskulatur und 3D-Bewegungsanalyse, sowohl 90°-Richtungswechsel als auch Passbewegungen auf ihr Risikopotential im Hinblick auf Leistenverletzungen zu untersuchen. Durch Modellierung wurden zudem die Verkürzungsgeschwindigkeiten von Adduktor Longus und Gracilis sowie die Kinematik des Hüft- und Kniegelenks kalkuliert. Aus den Ergebnissen geht hervor, dass die maximale Muskelaktivität sowie das Integral der Aktivität bei Richtungswechseln signifikant höher ist als beim Passspiel. Weiterhin zeigen auch Richtungswechsel eine ausgeprägte Abduktion im Hüftgelenk, verbunden mit exzentrischer Kontraktion des Gracilis und Adduktor Longus. Somit konnte auch für Richtungswechsel die in der Literatur vorherrschende Annahme, dass sowohl Richtungswechsel, als auch Passbewegungen das Risiko von Leistenverletzungen erhöhen, zumindest ansatzweise bestätigt werden.

Studie IV

Dupré, T. & Potthast, W. (2020). Groin injury risk of pubertal soccer players increases during peak height velocity due to changes in movement techniques. *Journal of Sport Sciences*, 38(23), 2661–2669. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1794769>

Studie II kam zu dem Ergebnis, dass durch das Wachstum in der Pubertät, Änderungen in der Bewegungsausführung entstehen. Allerdings war weiterhin unklar, ob dies vor allem durch die PHV verursacht wird. Es wird davon ausgegangen, dass die schnelle Längenzunahme um das 14. Lebensjahr unter anderem zu Koordinationsverlusten sowie Technikänderungen und somit zu Verletzungen führt. Da die Probanden hierfür allerdings nicht wie in Studie II nach chronologischem, sondern biologischen Alter untersucht werden müssen, wurde Studie IV durchgeführt. Dazu wurden 22 Probanden in Abhängigkeit ihrer zeitlichen Entfernung zur PHV klassifiziert und in zwei Gruppen eingeteilt. Eine der Gruppen befand sich mehr als ein halbes Jahr vom errechneten Zeitpunkt der PHV entfernt, während die biologisch ältere Gruppe sich weniger als ein halbes Jahr vor oder nach der PHV befand. Abermals wurde mit einer 3D-Bewegungsanalyse gearbeitet. Neben den zuvor untersuchten Passspielen wurden in dieser Studie auch Richtungswechsel untersucht. Da in der zweiten Studie vermutet wurde, dass die Muskulatur den schnell steigenden muskulären Anforderungen während des Wachstums nicht gerecht werden kann, wurde auch die absolute Kraftfähigkeit der Adduktorengruppe sowie die Handkraft bei allen Teilnehmern untersucht. Die Ergebnisse zeigten nur einige wenige Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Es fanden sich signifikante Unterschiede in der Anthropometrie, aber nicht in den Kraftdaten. Dies bestätigt die Hypothese, dass die Zunahme der Kraftfähigkeit langsamer vonstatten geht, als die Zunahme der Trägheit. Zudem zeigte sich, dass die sich im Wachstumsschub befindliche Gruppe eine Bewegungstechnik anwendete, durch die beim Richtungswechsel höhere externe Abdunktionsmomente entstehen, als bei der biologisch jüngeren Gruppe. Da dieses Drehmoment intern von der Adduktorenmuskulatur ausgeglichen wird, muss die biologisch ältere Gruppe, zumindest relativ gesehen, höhere

Kräfte aufbringen, wodurch das Risiko einer Überlastung und somit auch einer Leistenverletzung ansteigt. Dadurch scheint der pubertäre Wachstumsschub tatsächlich dazu zu führen, dass einerseits die Kraftfähigkeit der Muskulatur nicht schnell genug mit den an sie gestellten Anforderungen wächst. Andererseits scheint der Schub dazu zu führen, dass die Beanspruchung der Adduktoren auch durch Änderungen der Bewegungstechnik zunimmt. Beide Faktoren können als Erklärungsansätze für einen Anstieg der Verletzungsinzidenz allgemein und der Leistenverletzungen im Speziellen dienen.

7 Studie I:

Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis

**Thomas Dupré¹, Johannes Funken¹, Ralf Müller¹, Kristian R. L. Mortensen²,
Filip G. Lysdal², Markus Braun³, Hartmut Krahl¹ und Wolfgang Potthast^{1,4}**

¹ Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Deutschland

² School of Medicine and Health, Aalborg University, Dänemark

³ Ballspielverein Borussia 09 e.V. Dortmund, Deutschland

⁴ ARCUS Kliniken Pforzheim, Deutschland

Journal of Sports Sciences, 2018, 36(16), 1827-1835.

DOI: <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1423193>

Eingereicht: 27. Juli 2017

Akzeptiert: 24. Dezember 2017

Auf Grund urheberechtlicher Beschränkungen wird auf den folgenden Seiten das akzeptierte Autorenmanuskript gezeigt. Die publizierte Fassung ist unter der oben genannten DOI verfügbar.

RESEARCH ARTICLE

Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis.

Thomas Dupré¹, Johannes Funken¹, Ralf Müller¹, Kristian R. L. Mortensen², Filip Gertz Lysdal², Markus Braun³, Hartmut Krahl¹, Wolfgang Pothast^{1,4}

¹ Institute of Biomechanics and Orthopedics, German Sport University Cologne, Cologne, Germany;

² School of Medicine and Health, Aalborg University, Aalborg, Denmark; ³ Ballspielverein Borussia 09 e.V. Dortmund, Dortmund, Germany; ⁴ ARCUS Clinics Pforzheim, Pforzheim, Germany

ARTICLE HISTORY

Compiled January 9, 2018

ABSTRACT

Groin injuries are common in soccer and often cause time-loss from training. While groin injuries have been linked to full effort kicking, the role of inside passing is unclear. Therefore, the purpose of this study was to investigate hip joint kinematics and muscle force, stress and contraction velocity for adductor longus and gracilis during inside passing. 3D kinematics of ten soccer players (23.4 yrs; 77.5 kg; 1.81 m) were captured with a motion capture system inside a Footbonaut. Muscle force and contraction velocity were determined with AnyBody Modelling System. Gracilis muscle forces were 9% lower compared to adductor longus ($p=0.005$), but muscle stress was 183% higher in gracilis ($p=0.005$). Contraction velocity reveals eccentric contraction of gracilis in the last quarter of the swing phase. Considering the combination of eccentric contraction, high muscle stress and the repetitive nature of inside passing, gracilis accumulates high loads in matches and training. These results indicate that the high incidence of groin injuries in soccer could be linked to isolated pass training. Practitioners need to be aware of the risk and refrain from sudden increases in the amount of pass training. This gives the musculoskeletal system time to adapt and might avoid career threatening injuries.

KEYWORDS

Footbonaut, muscle modelling, injury risk, tendinopathy, osteitis pubis

1. Introduction

High injury rates in soccer are related to reduced team performance (Hägglund, Waldén, Magnusson, et al., 2013) making injury prevention an important tool to enhance performance. One third of all injuries in professional soccer are muscle injuries of which the adductors are the second most injured muscle group (23%) (Ekstrand, Hägglund, & Waldén, 2011), with an average absence of 14 to 17 days (Ekstrand et al., 2011; Lewin, 1989). Injuries to the groin in general, cause 7 to 13% of all time-loss injuries (Waldén, Hägglund, & Ekstrand, 2015). Furthermore, groin injuries like adductor strains or osteitis pubis are often recurrent (Arnason et al., 2004; Hägglund, Waldén, & Ekstrand, 2013; Werner, Hägglund, Waldén, & Ekstrand, 2009) with the latter injury causing a significant longer absence from training compared to the first one (Werner et al., 2009). In addition, a study by Harøy et al. (2017) also indicates, that the incidence of groin injuries has been underestimated. However, literature is still lacking a biomechanical perspective on the origin and cause for the high incidence of groin injuries.

Scientific literature has often linked groin injuries to sports with quick acceleration, changes of direction and kicking (Charnock, Lewis, Garrett, & Queen, 2009; Maffey & Emery, 2007; Orchard, 2015). Major risk factors in all team sports are previous groin injuries, older age, reduced hip range of motion and reduced relative adductor strength (Maffey & Emery, 2007;

Orchard, 2015; Ryan, DeBurca, & Mc Creesh, 2014; Whittaker, Small, Maffey, & Emery, 2015). Soccer specific studies have found the same risk factors (Arnason et al., 2004; Engebretsen, Myklebust, Holme, Engebretsen, & Bahr, 2010; Ibrahim, Murrell, & Knapman, 2007; Tak et al., 2016). An important aspect of the groin injury problem, apart from the adductor muscles, is the development of osteitis pubis. It has been linked to abnormal physical stresses acting on the pubic symphysis causing an inflammation (Hiti, Stevens, Jamati, Garza, & Matheson, 2011), which might be a result of repeated kicking (Cunningham et al., 2007). Accordingly, Orchard (2015) found that in football code sports, groin injuries were more likely for players on positions that required higher amounts of kicking.

In soccer, kicking and inside passing are the central actions of the game (Rahnama, Reilly, & Lees, 2002). Both require a high range of motion in the hip joint and, due to its highly repetitive nature, stress applied onto the musculoskeletal structures might accumulate. A higher amount of injuries to the adductor muscles has been found in the dominant leg, which is presumably used more often for kicking and passing, compared to the non-dominant leg (Hägglund, Waldén, & Ekstrand, 2013; Hölmich, Thorborg, Dehlendorff, Krogsgaard, & Gluud, 2014). Charnock et al. (2009) and Hölmich et al. (2014) proposed, that high eccentric muscle loads in the swing phase of the kick exert high stresses on the adductor muscles. This might affect not only strains in the adductor muscles, but also the development of osteitis pubis (Hiti et al., 2011), as the stress is transferred to the pubic symphysis.

So far, full effort instep and side-kicks have been studied extensively (Brophy, Backus, Pansy, Lyman, & Williams, 2007; Brophy, Wright, Powell, & Matava, 2010; Charnock et al., 2009; Dörge et al., 1999; Dörge, Anderson, Sørensen, & Simonsen, 2002; Katis & Kellis, 2010; Levanon & Dapena, 1998; Nunome, Asai, Ikegami, & Sakurai, 2002). Comparisons between instep and side-kicks, with the latter being similar to a full effort inside pass, have shown similar kinematics. Brophy et al. (2007) found slightly less maximum hip extension for the side-kick, while results from Levanon and Dapena (1998) also showed similar kinematics in the frontal and sagittal planes but a larger range of motion in the transverse plane for the instep kick. A comparison of the kinetics between the two kicking styles found a reduced hip flexion moment but a higher adduction moment for the side-kick (Nunome et al., 2002). Although full effort kicks are well studied, research on submaximal inside passing is underrepresented in the literature. But as todays soccer is becoming increasingly fast, utilizing more passes, with “tiki-taka-football” (Davies, 2013) being the most prominent example, the importance of the inside pass is growing (Brophy et al., 2007). This could lead to an increased accumulation of stress applied to the musculoskeletal structures in the groin region over a given period of time.

Accordingly, the potential influence of inside passing on injury mechanisms in the groin region should be investigated. Information in this regard is important in terms of injury prevention, rehabilitation and training methods. As aforementioned, kicking might exert high stresses on the adductors that might be transferred to the pubic symphysis (Hiti et al., 2011). Of the two kicking styles described above, the side-kick showed higher adduction moments applying higher stresses to the adductors than the instep kick. From this follows, that submaximal passing might apply as high stresses to the hip adductors as the side-kick, since they are biomechanically similar movements. In addition, adductor longus' origin at the pubic bone is shared with gracilis whose role in the development of groin injuries has been marginally investigated (Pedret et al., 2011; Serner et al., 2017). Although gracilis tears are less frequent than adductor longus tears, they seem to occur during movements that require a combination of hip internal rotation and flexion like kicking and passing (Pedret et al., 2011).

Therefore, the purpose of this study was to calculate hip joint kinematics, muscle forces and muscle stress of the adductor longus and gracilis during the swing phase of sub-maximal inside passing. Furthermore, muscle contraction velocities of these two muscles were calculated to clarify the potential influence of eccentric contraction on the occurrence of muscle injuries.

2. Methods

2.1. Design

The purpose was approached by investigating soccer players in a cross-sectional design utilizing 3-dimensional movement analysis. A rigid body model was used to calculate kinematics and inverse dynamics. Furthermore, the following parameters were chosen: 3-dimensional hip joint kinematics to allow a comparison with earlier studies, muscle forces and stress of the adductor longus and gracilis to determine the load applied to them during inside passing and contraction velocity of the same muscles to investigate phases of eccentric and concentric contractions.

2.2. Participants

Ten male participants (23.4 ± 2.4 yrs; 77.5 ± 5.1 kg; 1.81 ± 0.05 m) were tested. The participants were recruited from a soccer club that was participating in the second highest German amateur league, which is the fifth highest league overall in Germany. Training workload consisted of three to four sessions and no more than one match per week. Exclusion criteria were acute or chronic injuries of the lower extremity that might have affected the players movement like chronic or acute inflammations, muscle strains or ankle sprains. Previous injuries that did not affect the player any more were not an exclusion criterion no matter how long ago they occurred. Inclusion criterion was participation in soccer training of the selected club. Each participant gave his written consent for voluntary participation. The study was designed according to the requirements of the Declaration of Helsinki and was approved by the university's ethics commission.

2.3. Procedure

All data were collected in a Footbonaut (Saal, Krug, Zinner, & Mayer, 2015), equipped with 16 infrared cameras (200 Hz, Mx-F40, Vicon, Oxford, UK) to collect 3D kinematic data (Figure 1). The Footbonaut is a 14x14 m ball machine for soccer-players, where balls can be passed to a player from four different directions, in different angles, different speeds and different trajectories. Before a ball is ejected, a sound and a red illuminated frame indicate the active ball machine. After a ball has been passed to the player, he has to control and then pass it to one of 64 target fields (1.3x1.3 m, 32 ground level, 32 on top), located around him (see Figure 1). The target field is indicated by its illuminated frame and a sound coming from the fields direction.

Before the measurement participants were informed about the procedure by reading the subject information letter and were able to ask questions. Afterwards, anthropometric data, segment length and maximum circumferences, were measured. Sixty-nine retro-reflective markers were then attached to anatomical reference points on the participants skin with ph-neutral double-sided tape 2. Subsequently, a standardized warm-up program was performed with each participant. Warm-up consisted of running, side steps, skippings, stretching, cutting manoeuvres and 20 passes in the Footbonaut. Instructions for the warm-up were done by the measuring staff. Afterwards, standing references were recorded from every subject. For the measurement, participants had to perform two sessions of two minutes each, containing approximately 20 passes per session. They received the ball from a dispenser right in front of them: The target, where the ball had to be passed, was randomly selected but always in the participants peripheral line of sight in respect to the active ball machine (Figure 1). Every ball was dispensed by the machine at 45 km/h and had to be controlled and passed as quickly as possible.

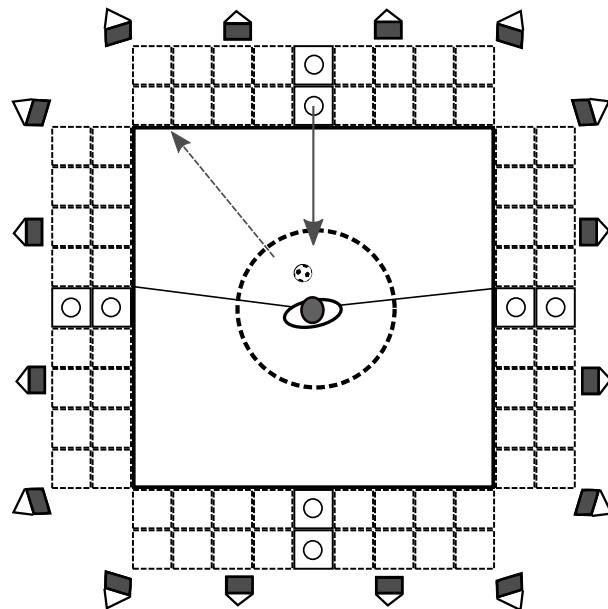


Figure 1. Schematic drawing of the Footbonaut with 64 target squares and eight ball machines. The ball is ejected from one of the ball machines (solid arrow), has to be controlled by the player and subsequently passed to a target field (solid arrow). Grey rectangles on the sides depict the 16 infrared cameras. The subject stands in a circle in the middle and should only leave it when absolutely necessary. Solid lines to the right and left of the subject mark the border of the area the target field could be in. Therefore, the target field was always in the peripheral line of sight with respect to the active ball machine.

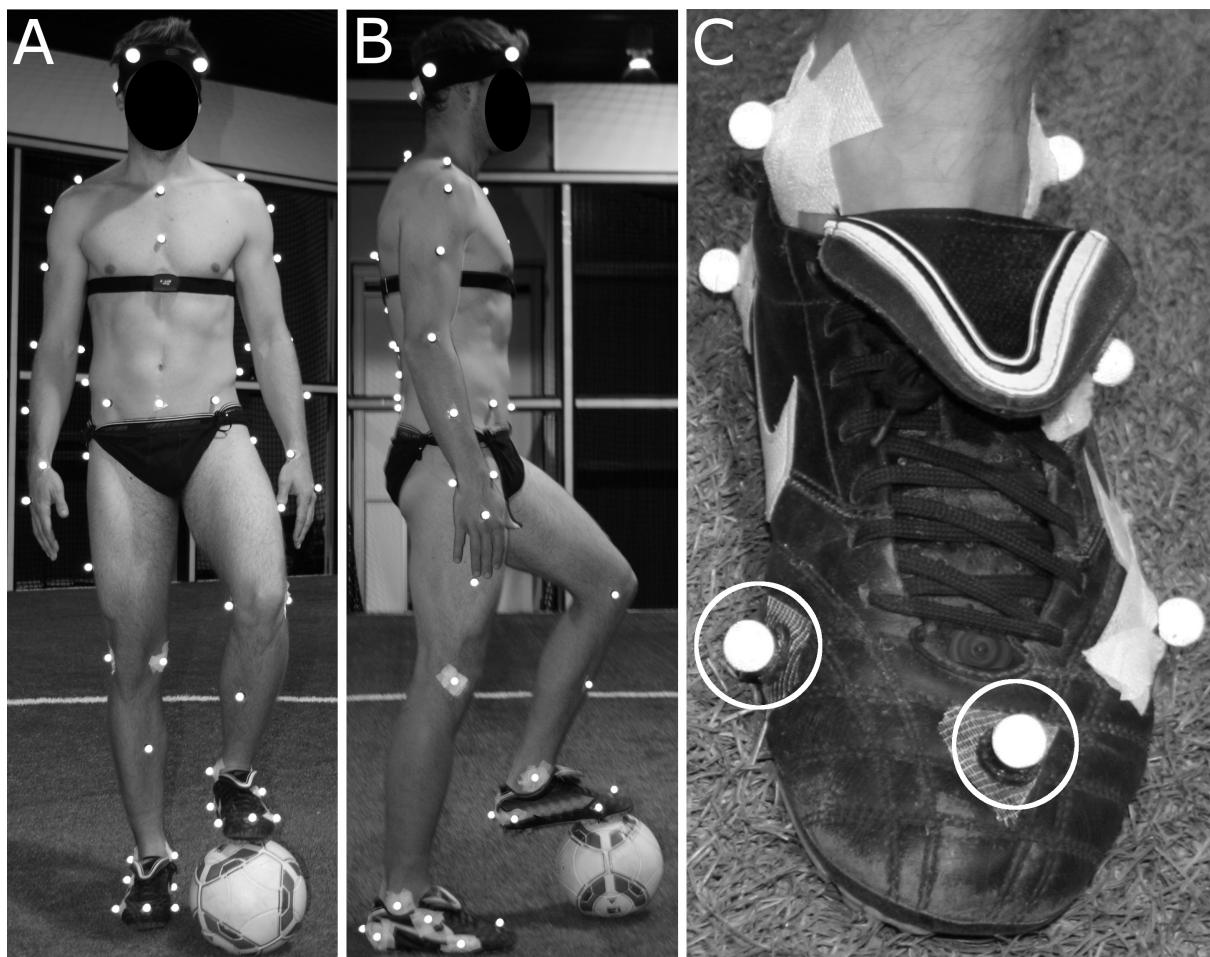


Figure 2. A - Frontal view of the attached marker set. B - Lateral view of the attached marker set. C - Close up view of the left foot with the markers attached for the standing reference. White circles indicate the two markers that were removed at both feet before the measurement.

2.4. Data processing and modelling

Ten passes with the participants preferred kicking leg were randomly selected and analysed for each participant. Marker data was labelled in Vicon Nexus 1.8.1 (Vicon, Oxford, UK). Because the toes had to be free from markers to enable unhindered passing, toe-markers had to be digitally reconstructed for modelling. The position of the original toe markers was obtained from the standing reference 2. Toe marker trajectories during the passing trials were then reconstructed by using the coordinates of three other markers from the foot and assuming that the foot was a rigid body.

Inverse dynamics and muscle force calculations were performed using AnyBody Modeling System (Version 6.0, AnyBody Technology, Aalborg, Denmark). A modified version of the Anatomical Landmark Scaled Model (Lund, Andersen, de Zee, & Rasmussen, 2015) was used. This rigid body model consists of seven segments including the pelvis as well as the thigh, shank and foot of both sides. Hip and knee are modelled as spherical joints, each having three degrees of freedom. The talocalcaneal and subtalar joints are each implemented as hinge joints. Scaling of the model is performed by mapping the musculoskeletal model template to a subject specific stick-figure model (Lund et al., 2015). Kinematic data was low-pass filtered using a recursive 2nd order Butterworth filter with a cut-off frequency of 12.5 Hz (Winter, 2009). Muscle forces and contraction velocities were calculated using a simple muscle model that the AnyBody software provides. This model relies only on the isometric strength which is calculated from the physiological cross-sectional area (PCSA) reported by Klein Horsman, Koopman, van der Helm, Poliacu Prosé, and Veeger (2007) to calculate the forces. As muscle recruitment criterion, polynomial muscle recruitment with the power three was chosen. In the model, the adductor longus is divided into six substrands while the gracilis has two substrands. Forces and contraction velocities are calculated for each strand. The output of the forces was reduced to the envelope of all substrands. Shortening velocities were averaged over all substrands in each muscle.

Data was processed using MATLAB R2016a (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). Muscle force data was used to calculate muscle stress based on the PCSA reported by Klein Horsman et al. (2007). Swing phase (SP) was defined as the time between the marker attached to the fifth metatarsophalangeal joint (MT5) being 50 mm above the ground (toe-off) and ball contact. The latter was detected by finding the highest negative peak in MT5-marker acceleration of the shooting leg in the horizontal plane. SP was time-normalized to toe-off being 0% and ball contact 100%. Furthermore, SP was divided into backward swing (toe-off to maximum hip extension), leg-cocking (maximum hip extension to maximum knee flexion) and leg-acceleration (maximum knee extension to ball contact) as described by (Nunome et al., 2002). Mean curve progressions were calculated by averaging curve progressions of the ten selected trials and averaging the mean progressions of each subject. Discrete parameters of kinematic and kinetic data were obtained by finding the minima and maxima of the parameters in each trial and calculating the means for each subject. The specific parameters were: Minima and maxima of the 3-dimensional hip-joint kinematics, maxima of the muscle forces and stress for adductor longus and gracilis as well as the maxima for shortening and lengthening velocity of the two muscles.

Statistical analysis was performed with SPSS 23 (IBM, Armonk, New York, USA). Due to the small sample size of ten participants, non-parametric Wilcoxon signed rank tests were conducted on force, stress and contraction velocity data. Statistical significance was set at $p < 0.05$. Cohens d was calculated as effect size using Matlab. Effect sizes were classified as small ($d \geq .2$), medium ($d \geq .5$) and large ($d \geq .8$) (Cohen, 1988).

3. Results

Time series for hip joint kinematics, muscle stress and contraction velocity are depicted in Figure 3. Discrete results for hip joint kinematics are presented in Table 1 where maximum hip adduction was replaced by minimum hip abduction as there was no hip adduction during the

Table 1. Results for discrete maximum and minimum kinematic parameters of the hip joint of 10 participants during the swing phase (toe-off to ball contact). Presented are the means \pm standard deviations.

Parameter	Angle [°]
Max. Flexion	39.51 \pm 10.38
Max. Extension	5.74 \pm 8.1
Min. Abduction	12.59 \pm 3.8
Max. Abduction	28.1 \pm 6.69
Max. Internal Rotation	14.92 \pm 5.4
Max. External Rotation	9.48 \pm 5.68

Table 2. Results for maximum muscle forces, stress, shortening velocity and lengthening velocity of adductor longus and gracilis of 10 participants during the swing phase (toe-off to ball contact). Presented are the means \pm standard deviations.

Parameter	Adductor longus	Gracilis	P-value	Cohen's d
Force [N]	229.64 \pm 35.85	211.03 \pm 22.57	0.005	0.62
Stress [kPa]	152.08 \pm 23.74	430.67 \pm 46.07	0.005	7.6
Shortening velocity [$m s^{-1}$]	0.45 \pm 0.07	0.44 \pm 0.13	0.959	0.09
Lengthening velocity [$m s^{-1}$]	0.25 \pm 0.06	0.56 \pm 0.27	0.005	1.61

SP.

Participants started the backward swing with a flexed, abducted and externally rotated hip. From here, the hip was extended and reached its maximum extension angle at $31.6 \pm 10.2\%$ SP, marking the end of the backward swing phase. For the rest of the SP, the hip was flexed, reaching its maximum angle at $98.1 \pm 2.3\%$ SP. Furthermore, hip abduction and internal rotation increased after toe-off. Maximum hip abduction occurred near the end of the leg-cocking phase at $68.5 \pm 7.5\%$ SP. Afterwards, the hip abduction was reduced towards ball contact but was still abducted at ball contact. While maximum internal rotation was found at the beginning of the leg-acceleration phase at $77.7 \pm 2.6\%$ SP, the transverse plane angle obtained a near neutral position at ball contact.

Muscle force and stress of adductor longus and gracilis increased after toe-off, peaking at $53.6 \pm 5.8\%$ SP and $57.5 \pm 5.3\%$ SP, respectively. From there, forces and stress decreased towards ball contact, reaching zero in the gracilis before contact. Contraction velocities showed adductor longus lengthening until 50% SP and shortening afterwards until ball contact. Time series of gracilis showed the opposite, with gracilis shortening from 4% SP until the end of leg-cocking phase. During the leg-acceleration phase, gracilis lengthened with its peak velocity occurring at $84.2 \pm 18.1\%$ SP.

Figure 4 shows the comparison between maximum force and maximum stress. Discrete results of the inverse dynamics calculation for muscle parameters are presented in Table 2. Maximum force of the adductor longus was significantly higher compared to gracilis with a 8.8% difference with the effect size indicating a medium effect. The stress calculation showed a significant higher stress in gracilis, which was 183.2% higher than in adductor longus with the large effect size being 12 times higher than that in the force comparison. Maximum shortening velocities were similar in both muscles and showed only a trivial effect size. Lengthening velocity was significantly higher in the gracilis, which stretched 124% faster than adductor longus with a large effect size indicated.

4. Discussion

The aim of this study was to investigate hip joint kinematics, muscle forces and muscle contraction velocities during sub-maximal inside passing.

The kinematic results from the present study are in good accordance with previous studies. Time series from Levanon and Dapena (1998) are similar in all movement planes compared

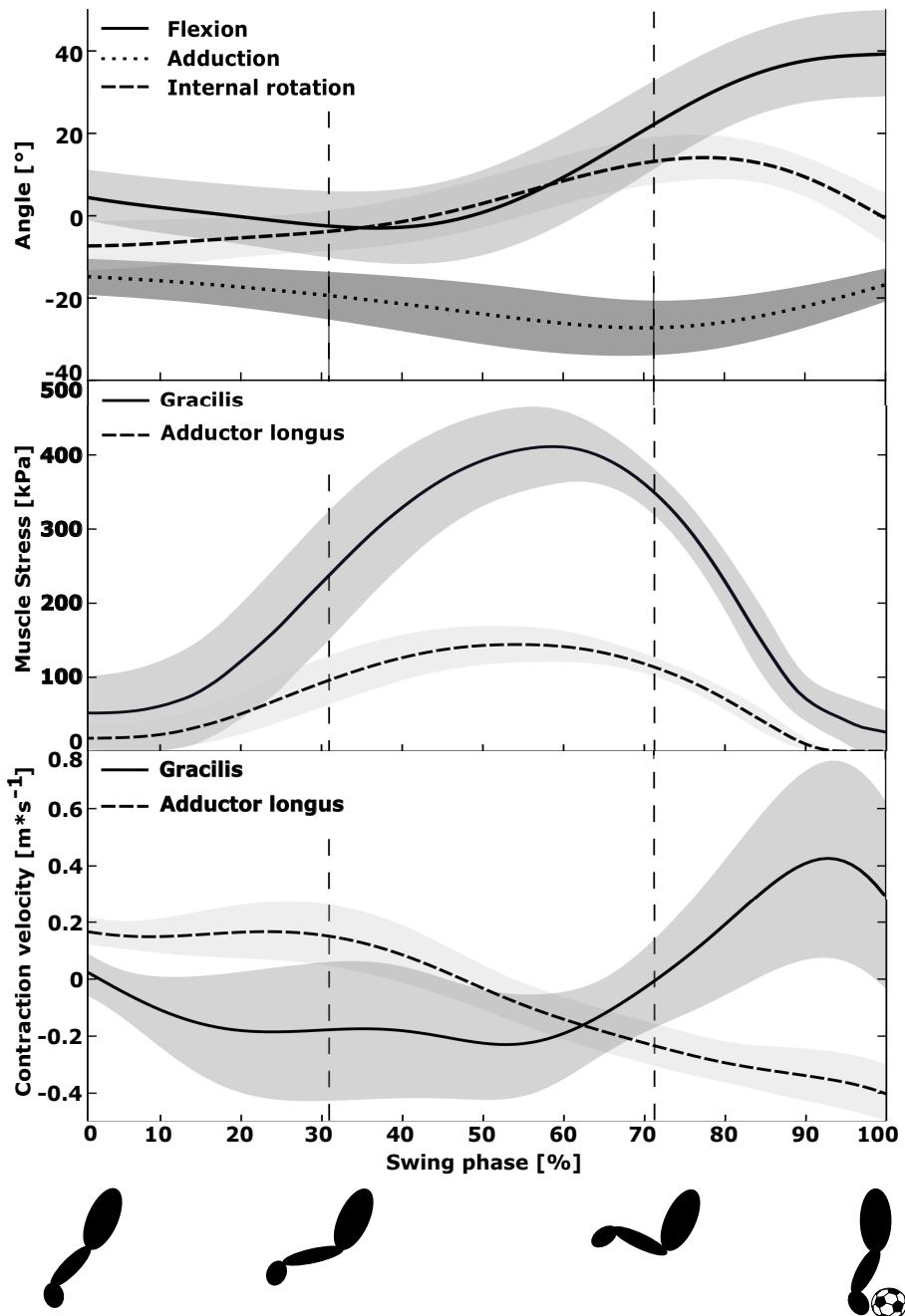


Figure 3. Time series for the means of hip joint kinematics (top, positive values correspond with labels of the legend), muscle stress (middle) and muscle contraction velocity (bottom, positive values correspond to muscle lengthening) for 10 participants. Data is presented time-normalized from toe-off (0%) to ball contact (100%). Dashed vertical lines divide the three phases back swing, leg-cocking and leg-acceleration as described by Nunome et al. (2002).

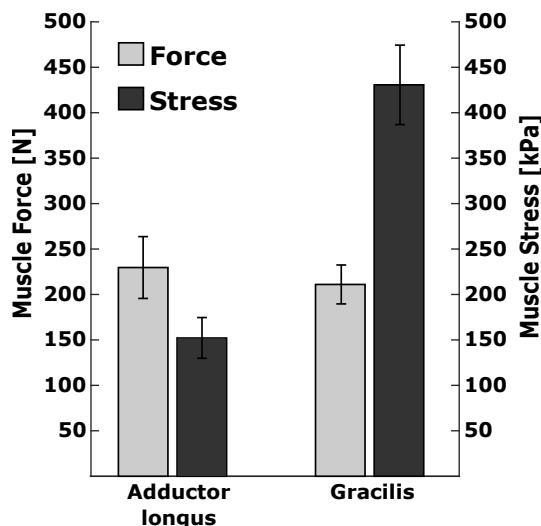


Figure 4. This figure shows the results for the means of the calculated maximum muscle forces and maximum muscle stresses for 10 male participants.

to the present study. Except for hip extension, maximum values differ less than one standard deviation between the two studies. For maximum hip extension, Brophy et al. (2007) found a similar value of 5.7°. Discrete values from Kawamoto, Miyagi, Ohashi, and Fukashiro (2007) were larger for the experienced players but smaller for the inexperienced ones compared to the present study. Variations in the discrete values are likely to be a result of the instruction to perform full effort side-kicks in the three other studies compared to the present study were submaximal passes were performed. Furthermore, the appearance of internal rotation shortly before ball contact is counter-intuitive which was also noted by Levanon and Dapena (1998). As the foot is swung backwards hip abduction increases. To lift the foot further up, the hip has to be rotated internally. This leads to an internally rotated thigh while the toes are pointing outwards, suggesting an external rotation for the viewer. Thus, it might be counter-intuitive at first glance, but hip internal rotation during the SP enables a longer acceleration path and therefore harder passing.

Significant higher muscle force in the adductor longus was expected as it has a PCSA of 15.1 cm² that is three times the PCSA of gracilis with 4.9 cm² (Klein Horsman et al., 2007). Therefore it can generate higher forces. However, muscles do not get injured as a result of the high forces they exert, but because of the stress they undergo. Calculating the muscle stress, gracilis stress is increased by factor three compared to adductor longus.

To put the stress values into perspective, they can be compared to a study by Schache, Kim, Morgan, and Pandy (2010), where muscle forces before and after an acute hamstring strain injury were calculated for the hamstring muscle unit during sprinting. By dividing the force data of the injury trial reported there by the data on PCSA reported by Klein Horsman et al. (2007), it is possible to calculate the muscle stress during the injuring sprint trial. Peak force of the hamstring group (biceps femoris caput longum, semimembranosus, semitendinosus) was reported with 4535 N. The sum of the PCAs of these muscles is 59 cm², leading to a calculated peak stress of 769 kPa for the hamstring group. As this load was calculated for the injury trial, it can be taken as an injury threshold for muscle strains. Consequently, 431 kPa during passing, which is 56% of the injury threshold of the hamstring unit during sprinting, puts the gracilis under a considerable load. Furthermore, as passing is the most executed action in soccer matches (Rahnama et al., 2002) and even more during training drills, gracilis accumulates a substantial amount of stress which makes it the likely site of injury. Although most adductor muscle strains are thought to be located in the adductor longus (Charnock et al., 2009; Ekstrand & Hilding, 1999; Renström & Peterson, 1980), strains of the gracilis or adductor longus are hard to differentiate because of their close alignment and identical insertion area.

Previous studies have concluded, that eccentric contraction is a risk factor for muscle strains

(Garrett JR., 1990; Kujala, Orava, & Järvinen, 1997; Schache et al., 2010). Thus, the combination of high stress and eccentric contraction puts the muscle in the risk of injury, especially when considering the repetitive nature of the inside pass. As displayed by Figure 3, adductor longus stretches during the first half of the SP and shortens during the second half. This has also been shown by Charnock et al. (2009), the only other study investigating adductor muscle length in soccer. Although maximum effort instep kicks were performed in their study, rate of change time series of adductor longus are comparable to the shortening velocity calculated in the present study. Duration of muscle lengthening is shorter in the present study, which is likely because of a lesser maximum hip extension due to the submaximal effort pass compared to a full effort kick. Still, as the time series of adductor longus has a symmetric form, 50% eccentric contraction means, that also 50% of the adductor longus force is produced during riskier eccentric contraction. Time series of gracilis show an inverse pattern compared to adductor longus. At the beginning of the SP gracilis shortens until 73% of the SP and lengthens for the remainder of the SP, with its maximum lengthening velocity of 0.56 m s^{-1} near the end of the SP. This contrary contraction behaviour of gracilis is caused by its anatomical characteristic, spanning over both the hip and knee joint. Hence, the extension of the knee prior to ball contact (Levanon & Dapena, 1998) causes a lengthening of the gracilis. This forces the muscle into eccentric contraction which has a significantly faster velocity than adductor longus. Eccentric contraction in gracilis does not occur at the time of peak stress, but muscle stress is still 341 kPa at the start of the eccentric contraction. As eccentric contraction is a risk factor for muscle injuries (Charnock et al., 2009; Maffey & Emery, 2007), its combination with the high stress at its beginning should be considered as a contributor in the development of adductor injuries. It is likely, that gracilis might be more affected by this as the muscle stress during eccentric contraction as well as peak stress is substantially higher than in adductor longus.

High muscle stresses in the adductors cannot only explain muscle injuries, a connection can also be made to the development of adductor tendinopathy and osteitis pubis: The cross-sectional area of muscles gets smaller towards their apophyses, but the forces produced are constant throughout the entire muscle. Therefore, the stress applied to the tendons and apophyses is higher compared to the centre of the muscle. This even higher stress makes the tendons and apophyses prone to overuse and the onset of inflammations. Accordingly, this is relevant for the development of adductor tendinopathy in soccer players. Furthermore, because the gracilis, together with the adductor longus, is attached to the pubic bone via the inferior pubic ligament, the combined force of the two muscles acts on the pubic symphysis (Cunningham et al., 2007). There are two mechanisms associated with groin pain and/or osteitis pubis that might be explained by this combined force: First, Cunningham et al. (2007) found that osteitis pubis is often accompanied by a microtear in the adductor longus attachment. Second, due to the high stresses, the pubic symphysis and parasymphyseal bone might be put under extensive stress repeatedly, leading also to osteitis pubis (Hiti et al., 2011). Both mechanisms can be explained by high muscle stress acting on the apophysis and pubic symphysis.

When comparing the kinematics of the instep-kick between adult and pubertal players (Katis, Kellis, & Lees, 2015), no differences in the adduction velocity can be found. It is likely, that the same is true for the side-kick. Therefore, guidance for coaches can be deduced when combining the considerations made above and research on the adaptation of tendons to repetitive loading. Studies have shown, that muscles and tendons respond differently to increased loads: Tendon adaptation is slower than that of muscles (Heinemeyer, Bjerrum, Schjerling, & Kjaer, 2013). From this follows, that a fast increase in the amount of pass drills induces a fast adaptation of the muscles but not the tendons. Forces applied by the stronger muscles then act on unadapted tendons and apophyses which would further increase the applied stress. This should also be considered in adolescents. Not only are adolescents equally affected by the above described effect, but their fast growth might contribute to an increase in tendon stress as well. Mersmann et al. (2017) found an increase in patellar tendon stress in adolescent volleyball-players due to fast quadriceps growth in their early adolescence which could only be compensated in late adolescence. This effect is likely to occur in the adductor muscles as well, leading to a fast increasing stress acting on tendons and apophyses as well as the pubic

symphysis where it can cause osteitis pubis (Hiti et al., 2011). Therefore it is probable, that adolescents during their growth spurt are more prone to the development of osteitis pubis and other overuse injuries. Practitioners should keep this in mind while using isolated pass training. Sudden increases in the amount and intensity of such training should be avoided while a careful and steady increase of the training load is favourable. Results of Lovell, Galloway, Hopkins, and Harvey (2006) support this, as they found an increased risk for groin pain in athletes who joined a training program and thereby suddenly increased the load of their adductor muscles. Nevertheless, future studies should investigate the muscle forces and stress of adolescent players to test the assumptions made above.

Player skill level can be seen as a limitation of this study because only amateur players were investigated. But as they were all players from the fifth highest league in Germany, their experience and skill level can be expected to be as high or higher than in previous studies where collegiate players or amateur players were tested (Brophy et al., 2007; Kawamoto et al., 2007; Levanon & Dapena, 1998; Nunome et al., 2002). Furthermore, the authors believe that the relevance of the findings is not affected by the players skill level as the big majority of soccer players will have a similar or lower skill level. The use of 69 retro-reflective markers on the participants skin might have influenced their movement. Although this effect cannot be eliminated, it is unlikely that it strongly affected the movement and players had time to get accustomed to the markers during the warm-up in the Footbonaut. To reduce the influence further, markers on the medial sides of the feet and on the toes were removed before the measurement. Another limitation of this study was the muscle model that was used to calculate the muscle parameters as it neglects properties like the muscle fibre length and contraction velocity. However, it has been shown that this model calculates muscle activation that is in good accordance with EMG measurements during walking (Alexander & Schwameder, 2016). A recent study showed high correlations between calculated and measured muscle activity in dynamic movements like cutting and sprinting as well (Dietzsch, David, Dupré, Komnik, & Potthast, 2017). The limited number of subjects confines the explanatory power of the study. Further work has to either confirm, complement or refute these findings. Nevertheless, the authors are confident that the results of the study provide a valuable insight into the high muscle stresses and dynamics during inside passing that might lead to groin injuries. Future studies can build on these results and provide important knowledge for injury prevention in soccer.

5. Conclusions

To the authors knowledge, this is the first study to calculate muscle forces and muscle stress for soccer inside passing. The data reveals a first insight to musculoskeletal loading during this movement. A combination of moderate to high muscle stress and phases of eccentric muscle contraction during the swing phase was shown. Thus, extensive amounts of isolated inside passing might incorporate a high risk of muscle injuries and the development of osteitis pubis. New training protocols or training tools which cause a sudden increase of isolated inside passing should be implemented carefully into the training process. This would leave time for the musculoskeletal system to adapt and prevent potential injuries.

Acknowledgements

The authors wish to thank Sebastian Ast, Christoph Binot, Christoph Ehren, Philipp Gonschorek and Michael Patalag for their help during data collection and analysis. Furthermore, they wish to thank Ballspielverein Borussia 09 e.V. Dortmund for allowing access to their Footbonaut and also every player for participating in the study.

Disclosure statement

The authors report no conflicts of interest.

References

- Alexander, N., & Schwameder, H. (2016). Comparison of estimated and measured muscle activity during inclined walking. *Journal of applied biomechanics*, 32(2), 150–159.
- Arnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *The American journal of sports medicine*, 32(1 Suppl), 5S–16S.
- Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S., & Williams, R. J. (2007). Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 37(5), 260–268.
- Brophy, R. H., Wright, R. W., Powell, J. W., & Matava, M. J. (2010). Injuries to kickers in american football: The national football league experience. *The American journal of sports medicine*, 38(6), 1166–1173.
- Charnock, B. L., Lewis, C. L., Garrett, W. E., & Queen, R. M. (2009). Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports biomechanics*, 8(3), 223–234.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2. ed. ed.). Hillsdale, NJ: Erlbaum.
- Cunningham, P. M., Brennan, D., O'Connell, M., MacMahon, P., O'Neill, P., & Eustace, S. (2007). Patterns of bone and soft-tissue injury at the symphysis pubis in soccer players: observations at mri. *AJR. American journal of roentgenology*, 188(3), W291-6.
- Davies, J. C. (2013). *Coaching the Tiki Taka Style of Play*. London: Soccertutor.Com.
- Dietzsch, M., David, S., Dupré, T., Komnik, I., & Potthast, W. (2017). Comparing estimated and measured muscle activation during highly dynamic and multidirectional movements-a validation study. *International Society of Biomechanics in Sports Conference Proceedings*, 35(1), 416-419.
- Dörge, H. C., Andersen, T. B., Sørensen, H., Simonsen, E. B., Aagaard, H., Dyhre-Poulsen, P., & Klausen, K. (1999). Emg activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 9(4), 195–200.
- Dörge, H. C., Anderson, T. B., Sørensen, H., & Simonsen, E. B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of sports sciences*, 20(4), 293–299.
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American journal of sports medicine*, 39(6), 1226–1232.
- Ekstrand, J., & Hilding, J. (1999). The incidence and differential diagnosis of acute groin injuries in male soccer players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 9(2), 98–103.
- Engebretsen, A. H., Myklebust, G., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2010). Intrinsic risk factors for groin injuries among male soccer players: A prospective cohort study. *The American journal of sports medicine*, 38(10), 2051–2057.
- Garrett JR., W. E. (1990). Muscle strain injuries: Clinical and basic aspects. *Medicine and science in sports and exercise*, 22(4), 436–443.
- Hägglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2013). Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer: the uefa injury study. *The American journal of sports medicine*, 41(2), 327–335.
- Hägglund, M., Waldén, M., Magnusson, H., Kristenson, K., Bengtsson, H., & Ekstrand, J. (2013). Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the uefa champions league injury study. *British journal of sports medicine*, 47(12), 738–742.
- Harøy, J., Clarsen, B., Thorborg, K., Hölmich, P., Bahr, R., & Andersen, T. E. (2017). Groin problems in male soccer players are more common than previously reported. *The American journal of sports medicine*, 45(6), 1304-1308.
- Heinemeyer, K. M., Bjerrum, S. S., Schjerling, P., & Kjaer, M. (2013). Expression of extracellular matrix components and related growth factors in human tendon and muscle after acute exercise. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 23(3), e150-e161.
- Hiti, C. J., Stevens, K. J., Jamati, M. K., Garza, D., & Matheson, G. O. (2011). Athletic osteitis pubis. *Sports Medicine*, 41(5), 361–376.
- Hölmich, P., Thorborg, K., Dehlendorff, C., Krogsgaard, K., & Gluud, C. (2014). Incidence and clinical presentation of groin injuries in sub-elite male soccer. *British journal of sports medicine*, 48(16),

- 1245–1250.
- Ibrahim, A., Murrell, G. A. C., & Knapman, P. (2007). Adductor strain and hip range of movement in male professional soccer players. *Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong)*, 15(1), 46–49.
- Katis, A., & Kellis, E. (2010). Three-dimensional kinematics and ground reaction forces during the instep and outstep soccer kicks in pubertal players. *Journal of sports sciences*, 28(11), 1233–1241.
- Katis, A., Kellis, E., & Lees, A. (2015, July). Age and gender differences in kinematics of powerful instep kicks in soccer. *Sports Biomechanics*, 14(3), 287–299. Retrieved 2017-10-25, from <http://dx.doi.org/10.1080/14763141.2015.1056221>
- Kawamoto, R., Miyagi, O., Ohashi, J., & Fukashiro, S. (2007, May). Kinetic comparison of a side-foot soccer kick between experienced and inexperienced players. *Sports Biomechanics*, 6(2), 187–198. Retrieved 2017-10-11, from <http://dx.doi.org/10.1080/14763140701324966>
- Klein Horsman, M. D., Koopman, H. F. J. M., van der Helm, F. C. T., Poliacu Prose, L., & Veeger, H. E. J. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical biomechanics*, 22(2), 239–247.
- Kujala, U. M., Orava, S., & Järvinen, M. (1997). Hamstring injuries. *Sports Medicine*, 23(6), 397–404.
- Levanon, J., & Dapena, J. (1998). Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(6), 917–927.
- Lewin, G. (1989). The incidence of injury in an english professional soccer club during one competitive season. *Physiotherapy*, 75(10), 601–605.
- Lovell, G., Galloway, H., Hopkins, W., & Harvey, A. (2006). Osteitis pubis and assessment of bone marrow edema at the pubic symphysis with mri in an elite junior male soccer squad. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 16(2), 117–122.
- Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M., & Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1), 1–11.
- Maffey, L., & Emery, C. (2007). What are the risk factors for groin strain injury in sport? a systematic review of the literature. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 37, 881–894.
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Boeth, H., Duda, G. N., & Arampatzis, A. (2017). Muscle and tendon adaptation in adolescent athletes: A longitudinal study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(1), 75–82.
- Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., & Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(12), 2028–2036.
- Orchard, J. W. (2015, June). Men at higher risk of groin injuries in elite team sports: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 49, 798–802.
- Pedret, C., Balius, R., Barcel, P., Miguel, M., Llus, A., Valle, X., ... Maffulli, N. (2011, May). Isolated tears of the gracilis muscle. *The American journal of sports medicine*, 39, 1077–1080.
- Rahnama, N., Reilly, T., & Lees, A. (2002). Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British journal of sports medicine*, 36(5), 354–359.
- Renström, P., & Peterson, L. (1980). Groin injuries in athletes. *British journal of sports medicine*, 14(1), 30–36.
- Ryan, J., DeBurca, N., & Mc Creesh, K. (2014). Risk factors for groin/hip injuries in field-based sports: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 48(14), 1089–1096.
- Saal, C., Krug, J., Zinner, J., & Mayer, J. (2015). Footbonaut: ein innovatives mess- und informationssystem im fußball. *Leistungssport*, 45(1), 13–19.
- Schache, A. G., Kim, H.-J., Morgan, D. L., & Pandy, M. G. (2010). Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait & posture*, 32(1), 136–140.
- Serner, A., Weir, A., Tol, J. L., Thorborg, K., Roemer, F., Guermazi, A., ... Hölmich, P. (2017, June). Characteristics of acute groin injuries in the adductor muscles: A detailed mri study in athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*.
- Tak, I., Glasgow, P., Langhout, R., Weir, A., Kerkhoffs, G., & Agricola, R. (2016). Hip range of motion is lower in professional soccer players with hip and groin symptoms or previous injuries, independent of cam deformities. *The American journal of sports medicine*, 44(3), 682–688.
- Waldén, M., Häggglund, M., & Ekstrand, J. (2015). The epidemiology of groin injury in senior football: a systematic review of prospective studies. *British Journal of Sports Medicine*, 49(12), 792–797. Retrieved 2017-10-06, from <http://bjsm.bmjjournals.com/content/49/12/792>
- Werner, J., Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2009). Uefa injury study: a prospective study of hip and groin injuries in professional football over seven consecutive seasons. *British journal of sports medicine*, 43(13), 1036–1040.

- Whittaker, J. L., Small, C., Maffey, L., & Emery, C. A. (2015). Risk factors for groin injury in sport: an updated systematic review. *British journal of sports medicine*, 49(12), 803–809.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Hoboken: John Wiley & Sons.

1. Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

2.1 Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?

2.2 Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Studie I

Passen erzeugt hohen Muskelstress in Adduktoren

Passen erfordert exzentrische Kontraktionen der Adduktoren

Kombination aus Stress, exzentrischer Kontraktion und hohen Wiederholungszahlen steigert das Risiko für Leistenverletzung

Offene Frage

Zeigen Richtungswechsel ähnliche Charakteristika?

Abbildung 7.5: Erkenntnisstand nach Studie I

8 Studie II:

Groin injuries in soccer: Investigating the effect of age on adductor muscle forces

Thomas Dupré¹, Filip G. Lysdal², Johannes Funken¹, Kristian R. L. Mortensen², Ralf Müller¹, Jan Mayer³, Hartmut Krahl¹ und Wolfgang Potthast^{1,4}

¹ Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Deutschland

² Sport Sciences, Department of Health Science and Technology, Aalborg University, Dänemark

³ TSG 1899 Hoffenheim Fußball-Spielbetriebs GmbH, Deutschland

⁴ ARCUS Kliniken Pforzheim, Deutschland

Medicine & Science in Sports & Exercise, 2020, 52(6), 1330–1337.

DOI: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002243>

Eingereicht: 30. September 2019

Akzeptiert: 2. Dezember 2019

Auf Grund urheberrechtlicher Beschränkungen wird auf der folgenden Seite nur das Abstract gezeigt. Die publizierte Fassung ist unter der oben genannten DOI verfügbar.

Abstract

Purpose: The sudden rise in the injury incidence during adolescence, is also evident in soccer related injuries to the groin. Submaximal passing applies high stress on the adductor muscles and pubic symphysis and is therefore likely to be connected to the occurrence of groin injuries. Therefore, the purpose of the study was to compare hip joint kinematics and adductor muscle forces of different adolescent age groups during submaximal soccer passing. **Methods:** Sixty participants, in four groups, below 12, 15, 16 and 23 years (U12, U15, U16, U23), were analyzed. A Footbonaut, equipped with a 3D motion capture system consisting of 16 cameras, was used to capture kinematic data of short passes. Inverse dynamic analysis was performed to calculate muscle forces of ten passes of each subject. **Results:** The U15 group showed reduced angular velocities. A rise in hip adductor muscle forces was evident from the youngest group up to the oldest groups. The largest increase (49%) was found between U12 and U15. Lower limb mass was identified as the best predictor for the increasing adductor force. **Conclusion:** The reduced angular velocities of the U15 and the increase in muscle forces between all age groups was attributed to the increasing segment masses and length. This increases the moments of inertia of the leg segments thereby demanding higher forces to accelerate the segments. Most likely, the stress put upon the adductors apophyses increases during adolescence, as tendons are known to adapt slower than muscles, increasing the risk for overuse injuries. Coaches could use lower limb mass as an indicator for fast increases in the force demand to identify players who would benefit from a reduced training volume.

Dupré, T., Lysdal, F. G., Funken, J., Mortensen, K. R. L., Müller, R., Mayer, J., Krahl, H. & Potthast, W. (2020). Groin injuries in soccer: Investigating the effect of age on adductor muscle forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(6), 1330–1337.

<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002243>

1. Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

Studie I

Passen erzeugt hohen Muskelstress in Adduktoren

Passen erfordert exzentrische Kontraktionen der Adduktoren

Kombination aus Stress, exzentrischer Kontraktion und hohen Wiederholungszahlen steigert das Risiko für Leistenverletzung

Offene Frage

Zeigen Richtungswechsel ähnliche Charakteristika?

2.1 Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?

2.2 Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Studie II

Pubertäres Wachstum bewirkt schnellen Anstieg der für die Passbewegung benötigten Kräfte, ausgelöst durch schnelle Zunahme der Segmentträgheiten

Verringerte Winkelgeschwindigkeiten deuten darauf hin, dass Muskulatur nicht schnell genug adaptieren kann

Während Wachstumsphasen keine Erhöhungen der Belastung vornehmen, stattdessen adduktorenspezifisches Krafttraining zur Vorbereitung vor pubertären Wachstum

Identifizierung des Wachstumsschubs durch Nachverfolgung der Oberschenkelmasse

Offene Frage

Treten die Wachstumseffekte verstärkt in der PHV auf?

Fazit

Durch schnelles Wachstum in der Pubertät erhöht sich das Verletzungsrisiko

Abbildung 8.1: Erkenntnisstand nach Studie II

9 Studie III:

Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements

Thomas Dupré¹, Julian Tryba¹ und Wolfgang Potthast¹

¹ Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Deutschland

Scientific Reports, 2021, 11(7223).

DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-86666-5>

Eingereicht: 16. Dezember 2020

Akzeptiert: 18. März 2021



OPEN

Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these movements

Thomas Dupré[✉], Julian Tryba & Wolfgang Potthast

Cutting manoeuvres and inside passing are thought to increase the risk of sustaining groin injuries. But both movements have received little research attention in this regard. The purpose of this study was to investigate the muscle activity of adductor longus and gracilis as well as hip and knee joint kinematics during 90°-cutting and inside passing. Thirteen male soccer players were investigated with 3D-motion capturing and surface electromyography of adductor longus and gracilis while performing the two movements. Hip and knee joint kinematics were calculated with AnyBody Modelling System. Muscle activity of both muscles was significantly higher during the cutting manoeuvre compared to inside passing. Kinematics showed that the highest activity occurred during phases of fast muscle lengthening and eccentric contraction of the adductors which is known to increase the groin injury risk. Of both movements, cutting showed the higher activity and is therefore more likely to cause groin injuries. However, passing might also increase the risk for groin injuries as it is one of the most performed actions in soccer, and therefore most likely causes groin injuries through overuse. Practitioners need to be aware of these risks and should prepare players accordingly through strength and flexibility training.

Adductor injuries are the second most common muscle injury in soccer and other sports^{1,2}. On average, each of these injuries causes 14–17 days lost of training^{2,3} and accounts for 7–13% of all days lost⁴. Furthermore, adductor injuries and other groin injuries (GI) are often recurrent^{1,5,6} with the subsequent injury causing a longer absence from training than the first one⁶. Evidently, GI are highly problematic in soccer, with recent findings suggesting a high number of unreported cases⁷.

The literature assumes that in sports involving high amounts of kicking or inside passing (IP) and fast cutting manoeuvres (CM), the risk of suffering a GI is increased^{8–10}. Although this assumption has been widely accepted in the scientific community and among coaches, the evidence is scarce and specific studies on the relationship between GI and sport specific movements are needed¹¹.

While both kicking and IP are thought to contribute to the GI risk, research has mostly concentrated on full effort kicking biomechanics^{12–14}. Previous studies investigating the adductor muscle activity via surface electromyography (EMG) have also investigated full effort instep and side-foot kicking^{15,16}. One study found the highest activity of adductor longus to be combined with fast muscle lengthening during the backwards swing of the kicking leg, concluding, that the backswing is the movement phase most likely to suffer an adductor strain¹⁶. Although it is performed twice as often as kicking during soccer matches¹⁷, submaximal IP has been studied to a lesser extend regarding the GI risk. Reduced intensity side-foot kicking, similar to IP, has been shown to require a similar amount of muscle activity in adductor longus and adductor magnus as full effort side-foot kicking¹⁸. As no normalization of the muscle activity was done in this study, the muscular load of submaximal side-foot kicking or IP remains unclear. Another study investigating IP showed that the modelled muscle stress in the adductors is high, especially in the gracilis, when compared to higher effort activities¹⁹. Furthermore, it was shown that the adductor muscles experience phases of rapid lengthening during the swing phase of IP as was already shown for kicking¹⁶ which further increases the risk of muscle injuries¹⁵. These findings indicate an increased GI risk

Institute of Biomechanics and Orthopedics, German Sport University Cologne, 50933 Cologne, Germany. [✉]email: t.dupre@dshs-koeln.de

Parameter	Muscle	Movement	Mean ± SD	P value	Cohen's d
Maximum activity (%MVC)	Gracilis	CM	88.35 ± 31.87	0.011	1.12
		IP	42.87 ± 37.32		
	Adductor longus	CM	55.47 ± 18.48	0.027	0.62
		IP	43.79 ± 13.46		
Activity integral (%MVC s)	Gracilis	CM	119.57 ± 45.53	< 0.001	0.96
		IP	38.08 ± 26.46		
	Adductor longus	CM	92.89 ± 36.98	< 0.001	1.29
		IP	51.56 ± 21.61		
Maximum lengthening velocity (ms ⁻¹)	Gracilis	CM	0.43 ± 0.1	< 0.001	2.07
		IP	0.7 ± 0.12		
	Adductor longus	CM	0.25 ± 0.08	0.011	1.51
		IP	0.13 ± 0.06		
Maximum shortening velocity (ms ⁻¹)	Gracilis	CM	0.76 ± 0.1	< 0.001	2.18
		IP	0.5 ± 0.11		
	Adductor longus	CM	0.29 ± 0.05	0.147	0.08
		IP	0.29 ± 0.1		

Table 1. Results for the comparison of activity parameters of gracilis and adductor longus during CM and IP. Shown are the mean values from 13 participants ± standard deviation as well as the *p* value from the sign rank test and Cohen's D as effect size measure. Maximum activity describes the mean maximum activity found for each participant during the movement. Activity integral describes the mean integrated activity over the complete movement. Maximum lengthening velocity describes the fastest stretching of the muscles during the movement. Maximum shortening velocity describes the fastest shortening of the muscles during the movement.

due to the high amounts of passing used in soccer training and matches. But further investigations are needed as the previous studies used a modelling approach or their results lacked comparability to other movements.

For CM it is assumed that high physical stress on the pubic symphysis and/or high adductor activity during the contact phase, increase the GI risk^{20,21}. Few studies have investigated CM in relation to GI: They did not touch on basic biomechanics connecting CM to GI, but investigated specific research questions regarding already injured participants^{22,23}. Only one study showed high activity of the adductor muscles during the stance phase of a 45°-CM, indicating a relation between CM and the risk of GI²⁰. However, a 45°-CM is less demanding than greater cutting angles regarding the muscular performance, as cutting angles such as 90° require a complete shift of the centre of mass velocity into a new direction. Therefore, it can be assumed that a 90°-CM puts the groin region under higher risk.

It is evident that more information regarding the muscle activity during IP and 90°-CM is needed to clarify their connection to GI and give insight into possible injury mechanisms. Especially in CM it is unclear how muscle activity relates to the kinematics of the hip joint. Therefore, the purpose of this study was to investigate the muscle activity of the adductor longus and gracilis during IP and 90°-CM. To investigate if CM would also show a similar rapid muscle lengthening as already shown for IP, muscle shortening velocity of the two muscles was investigated. Furthermore, because the two muscles are responsible for hip flexion and adduction, as well as knee flexion in the case of gracilis, hip frontal and sagittal plane and knee sagittal plane kinematics were also investigated. It was hypothesized that the adductor muscles would show a higher activation during IP as this movement has been shown to produce high muscle forces and stress in the adductors.

Results

Both muscles showed a statistically higher maximum activity during CM compared to IP. The integrated activity was also statistically higher during CM compared to IP in both muscles. Maximum lengthening velocity of gracilis was significantly higher during IP, but significantly lower for adductor longus during IP. Maximum shortening velocity of gracilis was significantly higher during CM while there was no statistical difference for adductor longus. The descriptive data and results of the statistical analysis can be found in Table 1. Average duration of the stance phase during CM was 291 ± 43 ms while the average swing phase duration of IP was 209 ± 26 ms.

During CM, adductor longus and gracilis showed an increased activity at the beginning of ground contact. This was followed by a decrease in activity during mid stance in both muscles. Maximum activity of adductor longus occurred on average at 53% of the stance phase, while it occurred at 78% for gracilis (see Fig. 1, top row). During IP, both muscles' average activity was never higher than 30%MVC and the activity patterns showed only small peaks. Maximum activity of adductor longus occurred on average at 40% swing phase while gracilis reached it on average at 50%. In both movements, gracilis shortened in the beginning, followed by a similar fast lengthening of the muscle. During CM this was followed by a final phase of gracilis shortening. Shortening velocities of adductor longus showed muscle lengthening at the beginning of both movements. During IP, the muscle switched to shortening at 50% of the swing phase while lengthening occurred only for the final 20% of the stance phase during CM.

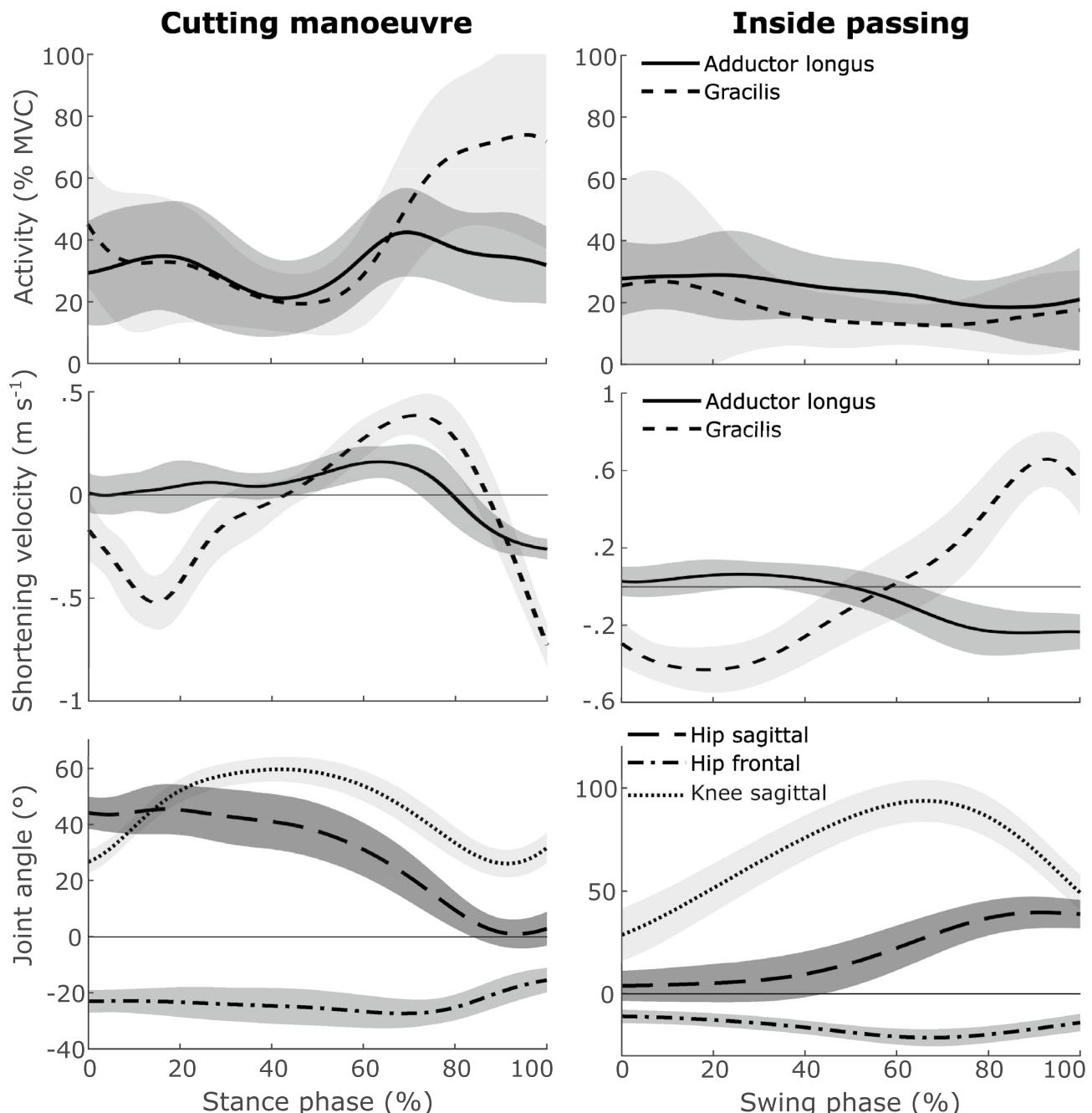


Figure 1. Mean time series of the muscle activity, shortening velocity and kinematic joint parameters during CM (left) and IP (right) of 13 participants. The top row shows the normalized muscle activity of adductor longus and gracilis. The second row shows the shortening velocity of the two muscles. Positive shortening velocities equal a lengthening of the muscle. The bottom row shows the hip and knee angles. For the joint kinematics, positive values equal flexion, adduction and internal rotation.

The full time series for both movements of the hip and knee joint angles can be found in Fig. 1 (bottom row). In the sagittal plane of the hip joint, the two movements show contrary time series. During CM, participants reached a maximum hip flexion of 47.9° shortly after touch down, extended the hip joint throughout the movement and ended the stance phase with an almost neutral position in the sagittal plane. During IP, participants started with an almost neutral position and flexed the hip until the end of the swing phase where it reached 40.2° on average. In the frontal plane of the hip, the two movements show similar time series. Both stay abducted in the hip during the movement and increase the abduction from the start of the movement until they reach maximum abduction of 21.9° (IP) and 29.6° (CM) at around 70% of the movement. At the knee joint both movements started with a flexed knee and increased the knee flexion during the movement. Maximum knee flexion of CM was reached at around 40% stance phase at 59.9° . During IP, maximum knee flexion was reached later at around 75% swing phase at 94.7° .

Discussion

The aim of this study was to investigate adductor longus and gracilis muscle activity and shortening velocities as well as hip and knee joint kinematics during CM and IP. The hypothesis that IP would have a higher maximum activation than CM had to be refuted as CM showed a significantly higher maximum activity and activity integral in both muscles. To our knowledge, this is the first study that shows time series of adductor muscle activity for CM or IP. Previous studies only reported discrete values of specific points in the movements^{16,18,20}. In one of these studies, the adductor muscles were investigated as a group during inside kicking¹⁶. The maximum activity found there was 71%MVC at the end of the swing phase. This is higher than the maximum activity found in our study for either of the two muscles (Table 1) but only occurs after ball contact. In our study, the passes were performed as submaximal efforts, which is the likely explanation for the lower maximum values. Regarding the CM, previous studies investigated only discrete values of adductor longus during a 45°-CM²⁰. With a maximum activity of 163%MVC during weight acceptance, their maximum activity is twice as high than the maximum activity of gracilis during CM in our study (88%MVC). One explanation for this difference is the processing of the MVC trials: The previous study used running averages from 500 ms windows to find the maximum activity from the MVC trials²⁰. This smooths the activity time series considerably and produces higher relative activity in the dynamic trials. As our study did not use running averages during the MVC detection, MVC values were smoothed less, resulting in lower relative dynamic activity. The shortening velocities of adductor longus during IP are lower than previously reported^{15,19}. However, shortening and lengthening velocities of gracilis were higher than previously reported¹⁹. Time series of the kinematics of IP are similar to previous studies^{13,19}, although range of motions are smaller in the present study. Because IP was performed in a forward motion with an approaching ball, with only one preparatory step, the participants had less time for further extension and abduction of the hip as seen in the two other studies. The lesser hip abduction in the present study might be the reason for the lower shortening and lengthening velocities of adductor longus that were compensated through faster action of gracilis and most likely the knee. Participants in an earlier study also performed full-effort pass kicks which are likely to result in higher ranges of motion and maximum joint angles¹³. This is also evident in the comparison of the knee joint angles between their and our study.

The literature on GI often states that CM and IP increase the risk for GI^{8–10}. For IP it has been shown that high muscle stress during the movement increases the GI risk¹⁹. However, it is unclear if similar risk factors can be found for CM. Table 1 shows that CM not only had a significantly higher maximum activity in both muscles but also a significantly increased average activity as indicated by the activity integral. Therefore, CM requires a stronger activation over a longer time and thus puts a higher load onto the adductor muscles than IP does. This will also lead to a faster load accumulation and muscle overload compared to IP which has been proposed as a cause for GI in IP¹⁹. Regarding that IP is already considered to increase the risk of GI, this study provides the first indication that this is also true for CM. Apart from the maximum activity integral, the part of the movement where the highest activity occurs during CM needs also to be discussed. Figure 1 shows that the highest activity of gracilis and fastest lengthening velocity occurs on average in the last quarter of the stance phase. This is also the part of the movement, where the hip is abducted the furthest (70% stance phase) and the knee is extended (Fig. 1). Because gracilis is responsible for knee flexion and hip adduction, knee extension and hip abduction cause it to experience its fastest lengthening velocity and highest elongation during the phase of highest muscle activity. Due to the stretching of passive elements in the muscle, the force produced during eccentric contraction is higher than during concentric contractions with similar muscle activity. Therefore, repeated eccentric contractions during the phase of highest muscle activation in a movement is likely to increase the injury risk²⁴. Compared to gracilis, adductor longus shows less maximum activity during CM. The point of its maximum activity in the stance phase was found either at the beginning or towards the end of the stance phase, resulting in an average point of maximum activity at 53%. Adductor longus' mean time series in Fig. 1 shows the highest activity and highest lengthening velocity at 70% of the stance phase. In a study on adductor longus injury mechanisms in professional soccer players, it was concluded that these injuries most likely occur during rapid muscle activity combined with rapid lengthening⁸. From this follows that the combination of the highest muscle activity, fast lengthening and maximum abduction puts both muscles under high risk of a muscle strain during CM at around three quarters of the stance phase. Gracilis' risk of a strain injury might be further increased through the extension of the knee joint which additionally stretches the muscle as is evident from the point of highest lengthening velocity (Fig. 1).

As mentioned above, previous studies found indications that IP increases the groin injury risk¹⁹. In the present study, IP showed significantly lower maximum activity and a lower activity integral in both adductor muscles compared to CM. Although the hip joint frontal plane kinematics of IP are similar to CM (Fig. 1), the adductor muscle activity seems to be unaffected by this and stays between 10 and 30% in both muscles. Two factors might have led to the low activity of IP: First, IP was performed as a submaximal effort, while CM was performed as a full effort movement. Second, CM is a closed chain movement and IP is an open chain movement. While closed chain movements like CM require that the whole body is reoriented and accelerated, IP requires only the quick acceleration of the shooting leg while the rest of the body can move slower. The combination of these two factors dictates that the muscle activity during IP is lower compared to CM. Nevertheless, the kinematics of IP also show characteristics, possibly harmful to the adductors and groin area: Maximum adductor longus activity occurred on average at 39.6% of the swing phase. At the same time, the muscle undergoes its fastest lengthening, similar to previously reported data for full effort kicking¹⁵. The hip joint kinematics show an almost extended but abducted position during the first 40%. Thereby, adductor longus is contracting eccentrically when reaching its maximum activity which has been considered being a risk factor for GI^{8,24,25}. Gracilis' average time series also shows the highest activity at the beginning of the swing phase, which can be attributed to the ongoing flexion of the knee joint during the first two thirds of the swing phase. The extension of the knee joint, accompanied by lengthening

of gracilis during the last third of the swing phase, most likely inhibits a higher gracilis activity that would assist in the hip joint adduction. Nevertheless, the rapid lengthening towards the end of the swing phase, while the hip is adducted, might also increase the injury risk for gracilis due to eccentric contraction.

Previous studies have found a reduced hip abduction flexibility and weak adductor muscles to be a risk factor for GI¹⁰. In both movements, the highest muscle activities occur during eccentric contractions of gracilis and adductor longus. As eccentric contractions put higher demands on the muscles, due to stretching of the passive elements, a reduced flexibility will likely increase the stress on these passive elements. Weak adductors on the other hand will reach a critical load during eccentric contraction earlier than strengthened adductor muscles. Either situation or a combination is likely to result in overuse or acute GI. Therefore, the assumptions often made in the literature that CM and IP increase the risk for GI can be confirmed. It is however unclear which of the two movements induces a higher load on the adductor muscles: CM clearly requires higher muscle activity and puts a higher overall load on the muscles, as shown by the activity integral. IP on the other side is most likely performed more often in soccer practice and matches as it is the most prevalent action in soccer¹⁷. Because GI are often overuse injuries, the role of high repetitions of IP should not be underestimated. Furthermore, the present study has concentrated on the muscular side of GI although the definition of groin pain also includes various injuries to passive structures like the pubic symphysis¹¹. Future studies are needed that investigate the effect of movements like CM and IP on these passive structures. It should also be investigated if there are variations in the techniques of both movements that might reduce the load on the groin area. Previous research has shown, that two distinct strategies exist for 90°-CMs and that they induce different loads to the knee joint^{26,27}. Finding a load reducing strategy regarding the hip would be an important step towards injury prevention.

One limitation of this study was the use of surface EMG to measure the adductor longus and gracilis as they are quite small and close together. However, there is no other viable option to measure their activity because fine wire EMG cannot be used in movements as dynamic as IP and CM. While soft tissue movement can displace the surface electrodes, determining the position of the application points with an ultrasonic device is the most accurate method when measuring such small muscles. Normalization of the muscle activity with MVC measurements includes some uncertainties: Due to the different movements, the electrodes move differently on the muscle bellies thereby possibly leading to differences in the raw EMG signals. Additionally, the two investigated movements, although showing similar kinematics, differ insofar, as IP is an open chain movement and CM is a closed chain movement. This might lead to different muscle activation strategies and different activation levels during these movements, possibly decreasing the validity of the MVC normalization. However, while these limitations should be kept in mind when interpreting the results, the aim of the study necessitates the use of a MVC normalization to make the direct comparison of the musculoskeletal load between IP and CM possible and get insight on the possible groin injury risks of these two movements. The use of different filters between movements is typically discouraged. But the kinematics and movement characteristics of IP and CM are so different that previous studies have used different filters for them. Therefore, it would have compromised comparability with previous results for at least one of the two movements if identical filters would have been used. It has been shown that ball impact during full effort kicking movements can create distortions in the kinematics shortly before ball impact²⁸. This might have affected the kinematics at the end of the swing phase, as no specific filter algorithm was used to counter the effect of ball impact distortions. However, the end of the swing phase does not play an important role regarding the load applied to the adductor muscles, which was the aim of the present study. During submaximal passing, such distortions will also be smaller compared to full effort kicks. Therefore, we believe that the ball impact has not significantly altered the outcome of this study.

In conclusion, both movements are increasing the risk for suffering a GI. Especially, if they are combined with risk factors such as a reduced hip range of motion or adductor weakness. Comparing the two movements, CM puts a higher load on the groin area during each repetition than IP. IP on the other hand is the most central movement in soccer and is likely to induce GI through the number of repetitions. Furthermore, both movements require high amounts of eccentric contraction of the adductor muscles which causes high stress on the active and passive musculoskeletal structures. Coaches and physicians have the task to prepare players to these high and repetitive loads and stresses. This is most likely done through a reduction of existing injury risk, such as weak adductors and reduced hip joint flexibility.

Methods

Design. A cross-sectional design was used to investigate adductor muscle activity, shortening velocity and hip joint kinematics during IP and 90°-CM. The muscle activity of the adductor longus and gracilis of the right leg was measured with wireless surface EMG. Shortening velocities, hip and knee joint kinematics were calculated via inverse dynamics from three dimensional marker data. The following parameters were investigated: Maximum activity, activity integral, shortening velocities, hip and knee angles.

Participants. Thirteen soccer players (22 ± 3.29 a, 1.8 ± 0.06 m, 78.17 ± 7.21 kg), recruited from the student body of the German Sport University Cologne, participated in this study. Their average experience in playing soccer was 16.15 ± 2.76 a. Inclusion criteria were age between 18 and 30 and > 10 years of experience playing soccer. Exclusion criteria were any acute or chronic injuries. Prior to participation, participants gave their written consent after reading the information letter. The study was designed in accordance with the Declaration of Helsinki and had approval by the German Sport University Cologne's ethics committee (No. 084/2019).

Procedure. All testing was done in a laboratory of the German Sport University Cologne. Sixteen infrared cameras (MX-F40, Vicon, Oxford, GB) captured kinematic data at 200 Hz. Two force plates of 90×60 cm (Kistler, Winterthur, CH) collected ground reaction forces at 1000 Hz which was later used to detect touch down

and toe-off events. The area on which the two movements were performed, was covered with third generation artificial turf (Ligaturf RS Pro IICP, Polytan, Burghausen, GER). The force plates were covered with the identical turf system, while special care was taken to avoid any force transmitting contact between the surrounding floor and the force plates.

Each participant was informed about the study before signing the letter of consent and the start of the measurements. Afterwards, bony reference points were marked and anthropometric measurements were taken of each participant. Participants were then allowed 10 min of self-reliant warm-up before further preparation was undertaken.

To determine the position of the adductors' muscle bellies, an ultrasonic device (ProSound Alpha 7, Aloka GmbH, Meerbusch, GER) was used, similar to the description in a previous study^{18,29}. The skin above the muscle bellies was prepared for the EMG measurements and surface electrodes were placed according to SENIAM standards³⁰. This was done on the right leg which was the kicking leg during IP and the pivot leg during CM. A wireless EMG device (Aktos, Myon, Schwarzenberg, CH), operating at 1000 Hz was used to measure muscle activity. To measure the maximum voluntary contractions (MVC) of these two muscles, subjects were asked to lie supine on a bench with their hip bent at $\approx 45^\circ$ and a knee angle of $\approx 90^\circ$. This position has been shown to produce the highest activity for gracilis and adductor longus³¹. A static resistance was placed between the knees. This was adjusted in width to 45% of the inner thigh length (groin to medial epicondyle of the right leg), so that every participant had the same inter thigh angle of $\approx 45^\circ$. Participants were asked to push as hard as possible against the resistance for 3 s. Two MVC trials were recorded with a 1 min break in between.

After completion of the MVC trials, 28 retro-reflective markers were placed on the bony reference points with double sided tape to collect the participants' kinematics. Participants wore their own cleated soccer shoes as they would on natural turf. A static reference measurement was taken from each participant which was later used for scaling purposes. The order of the two measurement conditions was switched for every participant to avoid any fatiguing effects. Before each condition, participants were allowed as many practice trials as they needed to feel comfortable. Participants had to perform five valid trials of CM and IP each.

CMs were performed as anticipated 90° -changes of direction. They were accepted as valid, when the participants completely hit the force plate with their foot. Invalid trials were hits of the frame or a failed execution of the movement. Participants were instructed to perform the CM as fast as possible. All CMs were performed to the left side, so that the turning was performed with the right foot (see Fig. 2) as foot dominance does not play an important role in CMs³². The participants were able to use a 4 m run up. To ensure that they performed a CM instead of running a curve, the run-out was restricted by a red rope that they were not allowed to cross to the right side (see Fig. 2). Crossing the rope would also have resulted in a failed trial.

IP was performed as a submaximal single contact pass. To ensure a standardized approach velocity of the ball of $\approx 3 \text{ ms}^{-1}$ (measured through reflective tape on the ball), a ramp was used to accelerate the ball towards the participant (see Fig. 2). The ball approached the player in a 35° angle from the direction opposite to their preferred passing leg. When the ball left the ramp and reached the artificial turf, the participants made one step towards the ball and passed it towards a rectangular target 6 m in front of them with the inside of their foot. They were instructed to regulate the intensity of the pass as if they were trying to pass the ball to a friendly player 10–15 m away.

Data processing and modelling. Marker data was processed in Vicon Nexus (2.9, Vicon, Oxford, UK). Modelling was performed in AnyBody Modelling System (Version 6.0, AnyBody Technology, Aalborg, DEN) with a modified version³³ of the Anatomical Landmark Scaled Model³⁴. Inside AnyBody, kinematic data and ground reaction force data of the CM was filtered with a recursive second order low-pass Butterworth filter and a cut-off frequency of 20 Hz^{26} . Kinematic data of IP was filtered with a recursive second order low-pass Butterworth filter and a cut-off frequency of 12.5 Hz^{19} . Shortening velocity was calculated for the contractile elements of the two muscles in AnyBody. As the model divides muscles into different substrands, shortening velocity for each muscle was calculated as the mean from all substrands.

All further data processing was done in Matlab (2017a, The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). Raw EMG data was filtered with a recursive second order Butterworth band-pass filter with cut-off frequencies of 10 and 500 Hz. To create the EMG envelopes, the data was rectified and filtered again with a recursive second order Butterworth low-pass filter and a cut-off frequency of 10 Hz. Highest activity of each muscle from the two MVC trials each subject performed, was used as the 100% baseline activity. The activity of each participant's movement trials was then normalized to the individual maximum activity. To account for electromechanical delay, the muscle activity curves of each trial were right shifted by 40 ms^{35} .

Muscle activity, shortening velocity and joint kinematics were also time normalized for both movements: IP trials were time-normalized to the swing phase of the passing leg, defined as toe-off to ball contact¹⁹. Start of the swing phase was detected by finding the first peak in the vertical toe-marker acceleration of the passing foot. Ball impact was detected by finding the highest peak in horizontal toe-marker acceleration of the passing foot. CM trials were time-normalized to force plate contact of the right foot, detected by utilizing the ground reaction force measured by the force plate.

From each normalized trial, maximum activity, activity integral and maximum lengthening and shortening velocities for both muscles were extracted and used to calculate the participants' means and overall means of the 13 participants. Mean time series of each participant were calculated for the muscle activity, shortening velocity and kinematic parameters. These were further used to calculate the mean time series of all participants.

Statistics. Both movements are extremely different with CM being a closed-chain-movement (during ground contact of the turning step, which was investigated here) and IP being an open-chain movement. There-

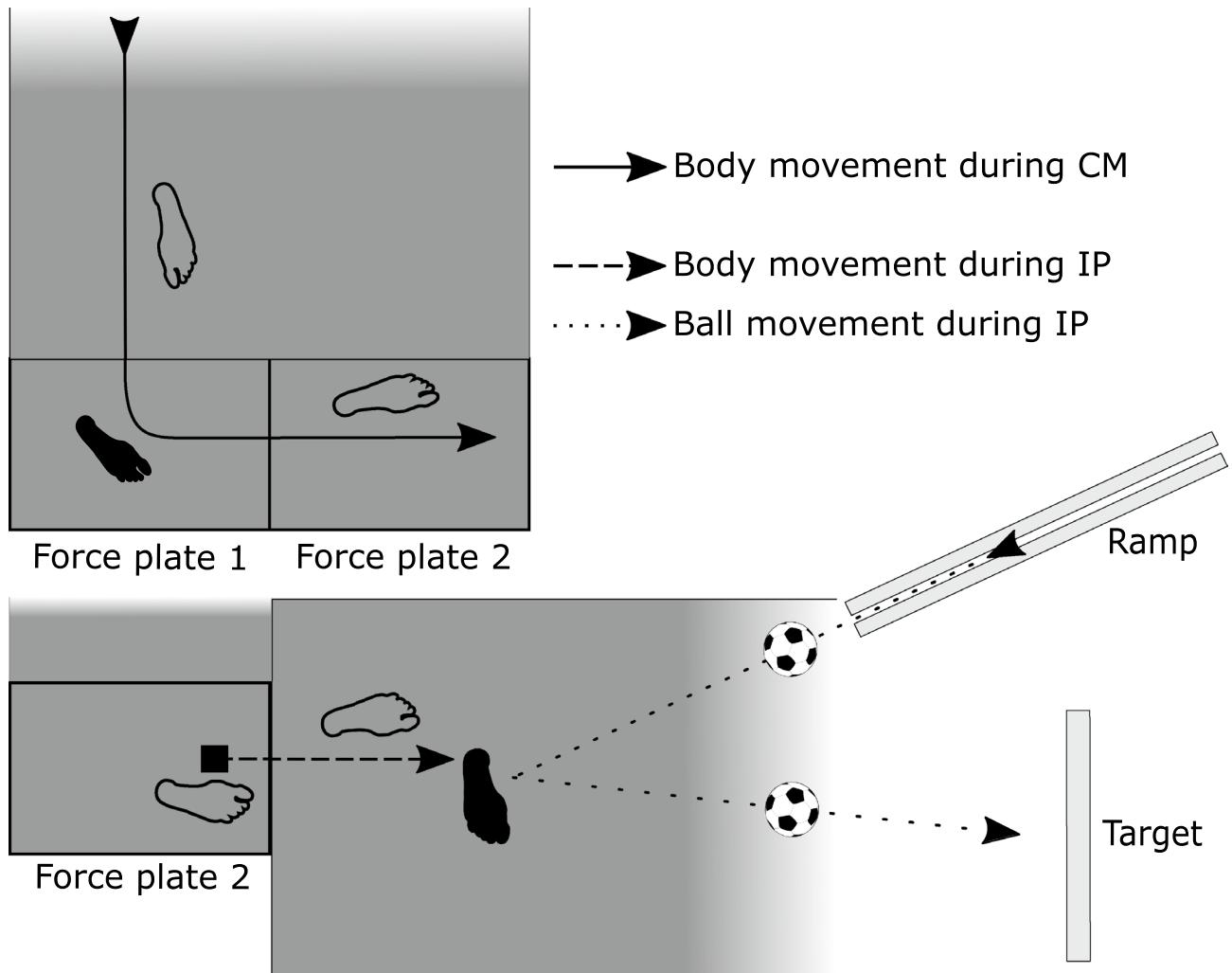


Figure 2. Schematic drawing showing the test setup. Both movements were performed separately from each other. The solid arrow depicts the direction of movement during CM and the dashed arrow indicates the direction of movement during IP. The dotted arrow indicates the movement of the soccer ball during IP, rolling down from the ramp and being passed towards the target. Black feet indicate which leg was analysed for the CM and IP.

fore, statistically comparing the joint kinematics was omitted as it would have been of little use. Because the main purpose of this study was to investigate the muscle activity and shortening velocity of the two movements, only the mean maximum activity, activity integrals and lengthening/shortening velocities of the participants were statistically compared between CM and IP. Shapiro-Wilk-tests were used to test for normality³⁶. Because not all parameters were statistically normal distributed, and the sample size is below 20, non-parametrical tests for difference were used. The Wilcoxon-Signed-Rank-Test with $\alpha = 0.05$ was used to test for differences. Cohen's d with a correction factor for small sample sizes³⁷ was used as a measure of effect size.

Data availability

The datasets generated and analysed during the current study are available from the corresponding author on request.

Received: 16 December 2020; Accepted: 18 March 2021

Published online: 31 March 2021

References

1. Hägglund, M., Waldén, M. & Ekstrand, J. Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer: the UEFA injury study. *Am. J. Sports Med.* **41**, 327–335. <https://doi.org/10.1177/0363546512470634> (2013).
2. Ekstrand, J., Hägglund, M. & Waldén, M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *Br. J. Sports Med.* **45**, 553–558. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.060582> (2011).
3. Lewin, G. The incidence of injury in an English professional soccer club during one competitive season. *Physiotherapy* **75**, 601–605. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)62366-8](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)62366-8) (1989).

4. Waldén, M., Hägglund, M. & Ekstrand, J. The epidemiology of groin injury in senior football: a systematic review of prospective studies. *Br. J. Sports Med.* **49**, 792–797. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094705> (2015).
5. Arnason, A. *et al.* Risk factors for injuries in football. *Am. J. Sports Med.* **32**, 5S–16S. <https://doi.org/10.1177/0363546503258912> (2004).
6. Werner, J., Hägglund, M., Waldén, M. & Ekstrand, J. UEFA injury study: a prospective study of hip and groin injuries in professional football over seven consecutive seasons. *Br. J. Sports Med.* **43**, 1036–1040. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.066944> (2009).
7. Haroy, J. *et al.* Groin problems in male soccer players are more common than previously reported. *Am. J. Sports Med.* **45**, 1304–1308. <https://doi.org/10.1177/0363546516687539> (2017).
8. Serner, A., Mosler, A. B., Tol, J. L., Bahr, R. & Weir, A. Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. *Br. J. Sports Med.* **53**, 158–164. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099246> (2019).
9. Maffey, L. & Emery, C. What are the risk factors for groin strain injury in sport? A systematic review of the literature. *Sports Med. (Auckland, N.Z.)* **37**, 881–894. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737100-00004> (2007).
10. Ryan, J., DeBurca, N. & McCreesh, K. Risk factors for groin/hip injuries in field-based sports: a systematic review. *Br. J. Sports Med.* **48**, 1089–1096. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092263> (2014).
11. Weir, A. *et al.* Doha agreement meeting on terminology and definitions in groin pain in athletes. *Br. J. Sports Med.* **49**, 768–774. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094869> (2015).
12. Katis, A. & Kellis, E. Three-dimensional kinematics and ground reaction forces during the instep and outstep soccer kicks in pubertal players. *J. Sports Sci.* **28**, 1233–1241. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.504781> (2010).
13. Levanon, J. & Dapena, J. Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Med. Sci. Sports Exerc.* **30**, 917–927. <https://doi.org/10.1097/00005768-199806000-00022> (1998).
14. Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y. & Sakurai, S. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Med. Sci. Sports Exerc.* **34**, 2028–2036. <https://doi.org/10.1097/00005768-200212000-00025> (2002).
15. Charnock, B. L., Lewis, C. L., Garrett, W. E. & Queen, R. M. Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports Biomed.* **8**, 223–234. <https://doi.org/10.1080/14763140903229500> (2009).
16. Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S. & Williams, R. J. Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **37**, 260–268. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2255> (2007).
17. Rahnama, N., Reilly, T. & Lees, A. Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *Br. J. Sports Med.* **36**, 354–359. <https://doi.org/10.1136/bjsm.36.5.354> (2002).
18. Watanabe, K., Nunome, H., Inoue, K., Iga, T. & Akima, H. Electromyographic analysis of hip adductor muscles in soccer instep and side-foot kicking. *Sports Biomed.* <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1499800> (2018).
19. Dupré, T. *et al.* Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis. *J. Sports Sci.* **36**, 1827–1835. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1423193> (2018).
20. Chaudhari, A. M. W., Jamison, S. T., McNally, M. P., Pan, X. & Schmitt, L. C. Hip adductor activations during run-to-cut manoeuvres in compression shorts: implications for return to sport after groin injury. *J. Sports Sci.* **32**, 1333–1340. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.889849> (2014).
21. Hiti, C. J., Stevens, K. J., Jamati, M. K., Garza, D. & Matheson, G. O. Athletic osteitis pubis. *Sports Med.* **41**, 361–376. <https://doi.org/10.2165/1158620-000000000-00000> (2011).
22. Edwards, S., Brooke, H. C. & Cook, J. L. Distinct cut task strategy in Australian football players with a history of groin pain. *Phys. Ther. Sport* **23**, 58–66. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.07.005> (2017).
23. Franklyn-Miller, A. *et al.* Athletic groin pain (part 2): a prospective cohort study on the biomechanical evaluation of change of direction identifies three clusters of movement patterns. *Br. J. Sports Med.* **51**, 460–468. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096050> (2017).
24. Schache, A. G., Kim, H.-J., Morgan, D. L. & Pandy, M. G. Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait Posture* **32**, 136–140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.006> (2010).
25. Garrett, W. E. J. R. Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Med. Sci. Sports Exerc.* **22**, 436–443. <https://doi.org/10.1249/00005768-199008000-00003> (1990).
26. David, S., Komnik, I., Peters, M., Funken, J. & Potthast, W. Identification and risk estimation of movement strategies during cutting maneuvers. *J. Sci. Med. Sport* **20**, 1075–1080. <https://doi.org/10.1016/j.jams.2017.05.011> (2017).
27. David, S., Mundt, M., Komnik, I. & Potthast, W. Understanding cutting maneuvers—the mechanical consequence of preparatory strategies and foot strike pattern. *Hum. Mov. Sci.* **62**, 202–210. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.005> (2018).
28. Nunome, H., Lake, M., Georgakis, A. & Stergioulas, L. K. Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. *J. Sports Sci.* **24**, 11–22. <https://doi.org/10.1080/02640410400021450> (2006).
29. Watanabe, K., Katayama, K., Ishida, K. & Akima, H. Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* **106**, 815–825. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1086-6> (2009).
30. Hermens, H. J. *et al.* European Recommendations for Surface Electromyography (Roessingh Research and Development, Enschede, 1999).
31. Lovell, G. A., Blanch, P. D. & Barnes, C. J. EMG of the hip adductor muscles in six clinical examination tests. *Phys. Ther. Sport* **13**, 134–140. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.08.004> (2012).
32. Pollard, C. D. *et al.* A biomechanical comparison of dominant and non-dominant limbs during a side-step cutting task. *Sports Biomed.* **19**, 271–279. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1461236> (2020).
33. Dupré, T., Dietzsch, M., Komnik, I., Potthast, W. & David, S. Agreement of measured and calculated muscle activity during highly dynamic movements modelled with a spherical knee joint. *J. Biomed.* **84**, 73–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.013> (2019).
34. Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M. & Rasmussen, J. Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *Int. Biomed.* **2**, 1–11. <https://doi.org/10.1080/2335432.2014.993706> (2015).
35. Winter, D. & Brookes, F. Electromechanical response times and muscle elasticity in men and women. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **63**, 124–128. <https://doi.org/10.1007/bf00235181> (1991).
36. BenSaïda, A. Shapiro-Wilk and Shapiro-Francia normality tests. MATLAB Central File Exchange <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/13964-shapiro-wilk-and-shapiro-francia-normality-tests> (2019).
37. Durlak, J. A. How to select, calculate, and interpret effect sizes. *J. Pediatric Psychol.* **34**, 917–928. <https://doi.org/10.1093/jpepsy/jsp004> (2009).

Author contributions

T.D. and W.P. conceived the experiment, T.D. and J.T. conducted the experiment, T.D. and J.D. analysed the results. All authors reviewed the manuscript.

Funding

Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Competing interests

The authors declare no competing interests.

Additional information

Correspondence and requests for materials should be addressed to T.D.

Reprints and permissions information is available at www.nature.com/reprints.

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

© The Author(s) 2021

1. Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

Studie I

Passen erzeugt hohen Muskelstress in Adduktoren

Passen erfordert exzentrische Kontraktionen der Adduktoren

Kombination aus Stress, exzentrischer Kontraktion und hohen Wiederholungszahlen steigert das Risiko für Leistenverletzung

Offene Frage

Zeigen Richtungswechsel ähnliche Charakteristika?

Studie III

Höhere Beanspruchung der Adduktoren beim Richtungswechsel verglichen mit Passspiel

Auch Richtungswechsel erfordern längere Phasen exzentrischer Kontraktion der Adduktoren

Fazit

Richtungswechsel und Pässe erhöhen das Risiko für Leistenverletzungen

2.1 Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?

Studie II

Pubertäres Wachstum bewirkt schnellen Anstieg der für die Passbewegung benötigten Kräfte, ausgelöst durch schnelle Zunahme der Segmentträgheiten

Verringerte Winkelgeschwindigkeiten deuten darauf hin, dass Muskulatur nicht schnell genug adaptieren kann

Während Wachstumsphasen keine Erhöhungen der Belastung vornehmen, stattdessen adduktorenspezifisches Krafttraining zur Vorbereitung vor pubertären Wachstum

Identifizierung des Wachstumsschubs durch Nachverfolgung der Oberschenkelmasse

Offene Frage

Treten die Wachstumseffekte verstärkt in der PHV auf?

Fazit

Durch schnelles Wachstum in der Pubertät erhöht sich das Verletzungsrisiko

2.2 Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Abbildung 9.3: Erkenntnisstand nach Studie III

10 Studie IV:

Groin injury risk of pubertal soccer players increases during peak height velocity due to changes in movement techniques

Thomas Dupré¹ und Wolfgang Potthast¹

¹ Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln, Deutschland

Journal of Sports Sciences, 2020, 38(23), 2661-2669

DOI: <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1794769>

Eingereicht: 28. April 2020

Akzeptiert: 3. Juli 2020

Auf Grund urheberrechtlicher Beschränkungen wird auf den folgenden Seiten das akzeptierte Autorenmanuskript gezeigt. Die publizierte Fassung ist unter der oben genannten DOI verfügbar.

RESEARCH ARTICLE

Groin injury risk of pubertal soccer players increases during peak height velocity due to changes in movement techniquesThomas Dupré¹ and Wolfgang Potthast¹¹ Institute of Biomechanics and Orthopedics, German Sport University Cologne, Cologne, Germany**ARTICLE HISTORY**

Compiled July 2, 2021

ABSTRACT

Adolescent athletes experience an increase in injury incidence when they undergo peak height velocity (PHV). To find the reason behind this increase, the present study investigated if PHV influences hip joint kinematics, kinetics and adductor muscle forces in two groups of adolescent soccer players performing 90°-cutting manoeuvres and inside passing. One group was estimated to be more than half a year before PHV (PRE, N=12). The second group was estimated to be less than half a year before or after PHV (MID, N=10). Maximum static gripping and adductor forces were measured. Motion capturing and inverse dynamics were used to calculate kinematics and kinetics. The MID group was significantly taller and heavier compared to PRE while the force measurements showed no differences. Statistics showed a higher hip abduction moment for MID during the cutting manoeuvre. Results from the anthropometrics and force measurements suggest that the moments of inertia of the participants' extremities increase faster than the muscles can adapt. A higher abduction moment of MID likely increases the load on the adductor muscles through a change of technique. Combining both findings, it is likely that the risk of suffering a groin injury is increased in the MID group.

KEYWORDS

Sports (MeSH), Biomechanical Phenomena (MeSH), Sprains and Strains (MeSH), Growth and Development (MeSH), Wounds and Injuries (MeSH), Football

1. Introduction

Children below the age of 13 participating in sports get only few injuries (Backous, Friedl, Smith, Parr, & Carpine, 1988). After entering puberty, there is an increase in the injury incidence of approximately 100% (Backous et al., 1988; Volpi, Pozzoni, & Galli, 2003). Some studies have named a more aggressive playing style, greater risk-taking or a lack of coordination as reasons (Backous et al., 1988). While the first two reasons describe psychological factors, a lack of coordination could be seen as the result from changes in the body proportions. Around 13 years of age, the so called peak height velocity (PHV) occurs, marking the fastest growth in body length and mass during puberty (Philippaerts et al., 2006). As a result, body proportions are changing, possibly inducing the periodically reduced coordination as mentioned above (Beunen & Malina, 1988).

Injuries in the groin area are some of the most common injuries in today's soccer (Ekstrand, Hägglund, & Waldén, 2011b). Groin injuries (GI) are evident in adults (Waldén, Hägglund, & Ekstrand, 2015) and children (Raya-González, Suárez-Arrones, Navandar, Balsalobre-Fernández, & Sáez de Villarreal, 2019; Volpi et al., 2003), and account for 7 to 13 % of time loss injuries (Ekstrand, Hägglund, & Waldén, 2011a) with a supposedly high amount of unre-

CONTACT Thomas Dupré. Email: t.dupre@dshs-koeln.de
Wolfgang Potthast. Email: potthast@dshs-koeln.de

ported cases (Harøy et al., 2017). Because GI are often recurring (Hägglund et al., 2013; Werner, Hägglund, Waldén, & Ekstrand, 2009), injury prevention, especially in young athletes is important to prevent long injury histories. As is evident from the studies above, previous research has mostly concentrated on the epidemiology of GI. This has resulted in the identification of cutting manoeuvres (CM) and inside passes (IP) as movements contributing to the GI risk (Ryan, DeBurca, & Mc Creesh, 2014; Whittaker, Small, Maffey, & Emery, 2015). Nevertheless, only few biomechanical studies have investigated these movements (Chaudhari, Jamison, McNally, Pan, & Schmitt, 2014; Dupré et al., 2018; Franklyn-Miller et al., 2017), although understanding the biomechanical factors underlying the occurrence of GI is necessary to develop concepts for injury prevention. Regarding the connection of the aforementioned movements to GI, only little information can be found: Previous research has shown that high amounts of IP are likely to add to the risk of suffering GI by putting high stresses on the adductor muscles and their tendons (Dupré et al., 2018). On the other hand, it was shown for CM that they require a high activation of the adductor muscles (Chaudhari et al., 2014), but also require high eccentric force during the late stance phase (Serner, Mosler, Tol, Bahr, & Weir, 2019), both known as factors contributing to the GI risk.

The role of maturation and its contribution to the increased injury incidence and specifically the incidence of GI has only been investigated in the recent past: A previous study of our group investigated kicking biomechanics in children regarding the risk of GI due to maturation (Dupré et al., 2020). It showed fast increasing muscle forces between different age groups around puberty performing IP in soccer. The conclusion was that the fast changing anthropometrics and the corresponding moments of inertia require the muscle forces, and in part the kinematics, to change. It was speculated that the muscle force required to accelerate the segments increases faster than the muscles can adapt and provide the force, thereby leading to reduced angular velocities in the group nearest to PHV. Another recent study found increased leg length to be a risk factor for overuse injuries in adolescent soccer players, also attributing it to increased moments of inertia, combined with slow adaptations of the musculoskeletal system (Rommers et al., 2020). These findings go along with an older study which showed that soccer playing boys were more likely to suffer an injury if they were tall but comparatively weak (Backous et al., 1988). The effects of the fast increasing moments of inertia and force requirements are likely to be the strongest during PHV. However, no previous study has investigated if PHV influences movement technique and thereby increases the injury risk.

Therefore, the purpose of this study was to investigate the hip joint kinematics, kinetics and adductor muscle forces of 90°-CM and IP in two groups of soccer playing boys being either during or prior to their PHV. Furthermore, the purpose was to compare the aforementioned parameters, the anthropometric data and maximum adductor and gripping forces between these two groups. This will provide preliminary insights into the role of PHV, prior to longitudinal studies.

2. Materials and Methods

2.1. Design

A cross-sectional design was used in this study with adolescent participants performing IP and anticipated 90°-CM. To answer the research question, the estimated time to PHV was used as independent variable to separate the participants into two groups, based on their maturity status. Dependent variables were static force measurements, anthropometrics as well as kinematic and kinetic time series collected during IP and CM.

2.2. Participants

Twenty-two male participants were tested in the study. Their anthropometric data and maturity status can be found in Table 1. The participants were recruited from different local soccer clubs.

Table 1. Anthropometrics for the two groups of participants. PRE had an estimated time to PHV of >0.5 years while MID had an estimated time to PHV of <± 0.5 years.

Group	N	Age (a)	Time to PHV (a)		Height (cm)		Mass (kg)	
PRE	12	13.1 ± 0.6	-1.1	± 0.5	156.3	± 6.6	44.8	± 4.7
MID	10	13.5 ± 0.4	-0.1	± 0.3	166.4	± 6.6	52.5	± 5.6

Exclusion criteria were any chronic or acute injuries. Workload of the participants was three to four training sessions per week plus competitive matches on weekends. Because participants in this study were minors, written consent for voluntary participation was obtained by the participants themselves and by their legal guardians. The study was designed according to the requirements of the Declaration of Helsinki and was approved by the university's ethics commission (Nr. 094/2018).

2.3. Procedure

All data was collected in a motion analysis laboratory. Thirteen infrared cameras (200 Hz, twelve MX-F40 and one MX-3, Vicon, Oxford, GB) were used to collect kinematic data. Two force plates (1000 Hz, Kistler, Winterthur, CH), embedded in the ground, collected ground reaction forces. On top of the force plates and around them was a layer of third generation artificial turf (Ligaturf RS Pro IICP, Polytan, Burgheim, GER) so that all movements were done on a soccer specific surface. Before the measurement, participants were informed about the procedure by reading the subject information letter and were able to ask questions. Afterwards, anthropometric data, segment length' and maximum circumferences, were measured with a tape measure. These measurements were later also used to scale the musculoskeletal model. Sitting height and leg length were measured to calculate the time to PHV according to Mirwald, Baxter-Jones, Bailey, and Beunen (2002). Participants were allowed ten minutes of self-reliant warm-up.

After warm-up, two maximum force measurements were performed: Gripping force was collected with a handheld dynamometer (Jamar, Performance Health, Warrenville, IL, USA). Maximum adductor force was measured with a self-developed device, consisting of two articulating leg rests attached to a force transducer (1000 Hz) (Figure 1). The device was placed between the legs of the participants at a standardized point near the knee. Width of the device could be adjusted so that the hip angle could be kept constant at ≈45° between different participants. For the measurement, the device was also equipped with markers to obtain the orientation of the leg rests relative to the transducer. Three measurements were performed for the gripping and the adductor measurement, each with a one minute break between attempts.

Retro-reflective markers were then attached to anatomical reference points on the participants' skin. Afterwards, standing references were recorded from every participant. Data of 90°-CM and IP was collected in a randomized order. Every participant had to perform five valid trials of each movement.

All CM were performed to the left side, so that the transition step was always performed with the right foot. Participants were instructed to perform the CM as fast as possible. The run-out was limited in width by a line participants were not allowed to cross over to the right side. This was done to ensure that they performed a 90°-CM instead of running a curve. A trial was regarded as valid when each force plate was hit by only one foot and the participants did not step outside of the set limits of the run-out (see Figure 2A)

IP were played as single contact passes with the dominant leg. This was determined by asking each participant which foot they used at the beginning of their soccer career. The ball approached the players from the front in an angle of 35°and the side from which the ball was rolled towards the participant was always opposite to their dominant leg. A ramp was used to achieve the same ball velocity of 3 m s^{-1} for every trial (Figure 2B). Participants had to pass

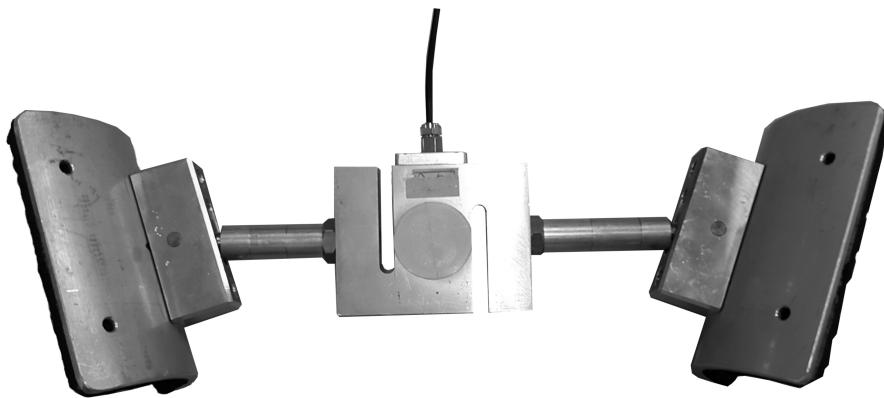


Figure 1. Image of the device used to measure the maximum isometric adductor force. It consists of a s-shaped force transducer in the middle between two articulating leg rests. Distance between the leg rests and the transducer can be adjusted in 5mm increments.

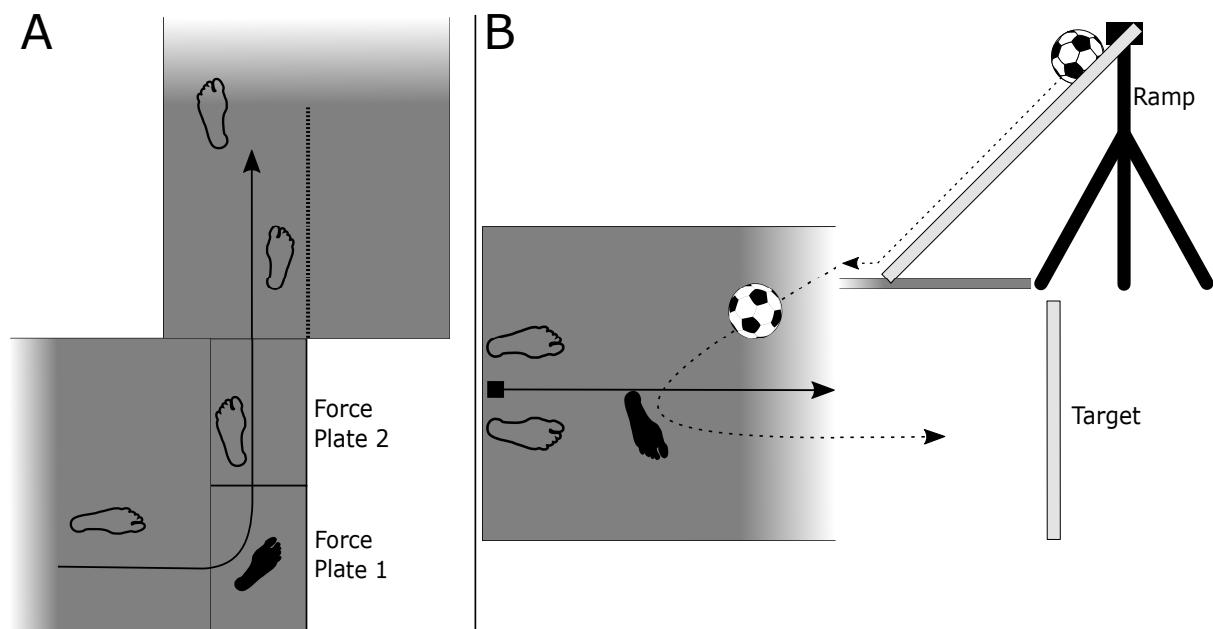


Figure 2. Schematic drawing showing test setup. The arrow depicts the direction of movement while the black foot indicates which leg was analysed for the CM (A) and IP (B). B shows the ramp that was used to accelerate the ball on the right side. The dashed arrow also indicates the movement of the ball in B.

towards a target 6 m in front of them. Instructions regarding the intensity of the pass were formulated as 'a pass in midfield with the friendly player being ten to fifteen meters away'.

2.4. Data processing

Trials were post-processed in Vicon Nexus 2.6 (Vicon, Oxford, UK). In the IP trials, the toe marker of the shooting leg had to be virtually reconstructed as previously described (Dupré et al., 2018). AnyBody Modelling System (Version 6.0, AnyBody Technology, Aalborg, DEN) was used to perform inverse dynamics calculations on the 3D marker data. A modified version of the Anatomical Landmark Scaled Model (Lund, Andersen, de Zee, & Rasmussen, 2015) was used which has been described elsewhere (Dupré, Dietzsch, Komnik, Potthast, & David, 2019). Kinematic and kinetic data of CM were filtered with a recursive second order low-pass Butterworth filter and a cut-off frequency of 20 Hz (David, Komnik, Peters, Funken, & Potthast, 2017). The same filter was used for IP, but the cut-off frequency was reduced to 12.5 Hz as in previous studies on soccer biomechanics (Dupré et al., 2018). The joint moments were calculated

in AnyBody Modelling System as external moments and later normalized to the participants' body mass. Segments' inertial properties and other anthropometrics are based on the work of Klein Horsman, Koopman, van der Helm, Poliacu Prosé, and Veeger (2007) and are scaled to match the participant-specific anatomy by using radial basis functions (Lund et al., 2015). Muscle forces were calculated using static optimization and a cubic cost function (Dupré et al., 2019, 2018).

Data reduction and statistics calculations were performed in Matlab 2017a (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). 90°-CM were time-normalized to force plate contact. IP were time-normalized to the swing phase from toe-off of the shooting leg to ball contact. To find the maximum force value from the isometric adductor force measurements, the data was first filtered similar to the data of the movement trials. As a result of the articulated leg rests, the force of the adductors applied to the leg rests was angled in respect to the transducer whereby the transducer measured less force than applied to the leg rests. Therefore, based on the orientation obtained from the marker placement on the device, trigonometric calculations were performed to obtain the force applied at the leg rests.

2.5. Statistical analysis

To investigate not only discrete values but the continuous curve of each parameter, statistical parametric mapping (SPM) was used (Friston, 2007; Pataky, Vanrenterghem, & Robinson, 2015). The analysis was performed using Matlab 2017a and the software package for SPM (Version 0.4.3, www.spm1d.org). As not all parameters were normal distributed, non-parametric permutation tests (Nichols & Holmes, 2002) were used.

For the discrete parameters from the anthropometrics and force measurements, Mann-Whitney-U-Tests were used to test for differences as some parameters showed a non-normal distribution. Furthermore, Cohen's d was calculated as a measure of the effect size for the discrete parameters. To correct for its upwards bias in small samples, a correction factor was used (Durlak, 2009). The level of significance was set to $\alpha < 0.05$ for all tests.

3. Results

The chronological age did not differ significantly between both groups ($p=.054$, $d=.81$) while body height ($p=.006$, $d=1.4$) and mass ($p=.004$, $d=1.36$) were significantly lower in the PRE group (Means are listed in Table 1). Estimated age at PHV was statistically different with 14.2 ± 0.4 a and 13.5 ± 0.4 a for MID ($p=.014$, $d=1.11$). For both groups combined, estimated age of PHV was 13.9 a. Mean static maximum adductor force was 391.77 ± 60.73 N for PRE and 442.58 ± 75.8 N for MID but not statistically different ($p=.177$, $d=.68$). Mean static maximum hand force was 269.83 ± 43.82 N for PRE and 312.1 ± 69.61 N for MID but not statistically different ($p=.146$, $d=.67$). All time series of the hip joint kinematics and kinetics of CM can be found in Figure 3. For CM, one statistical difference was found in the hip adduction moment (Figure 3), where MID showed a higher external abduction moment between 79 and 94 % ($p=.004$) of the stance phase compared to PRE (Figure 3, second picture in bottom row). All time series of the hip joint kinematics and kinetics of IP can be found in Figure 4. The SPM analysis did not show statistical differences for any kinematic or kinetic parameter investigated in IP. Time series of adductor longus and gracilis during both movements can be found in Figure 5. There were also no statistical differences regarding the muscle forces of adductor longus and gracilis during either movement.

4. Discussion

The first aim of this study was to investigate hip joint kinematics, kinetics and adductor muscle forces during 90°-CM and IP of two groups of adolescent soccer players. To the authors knowl-

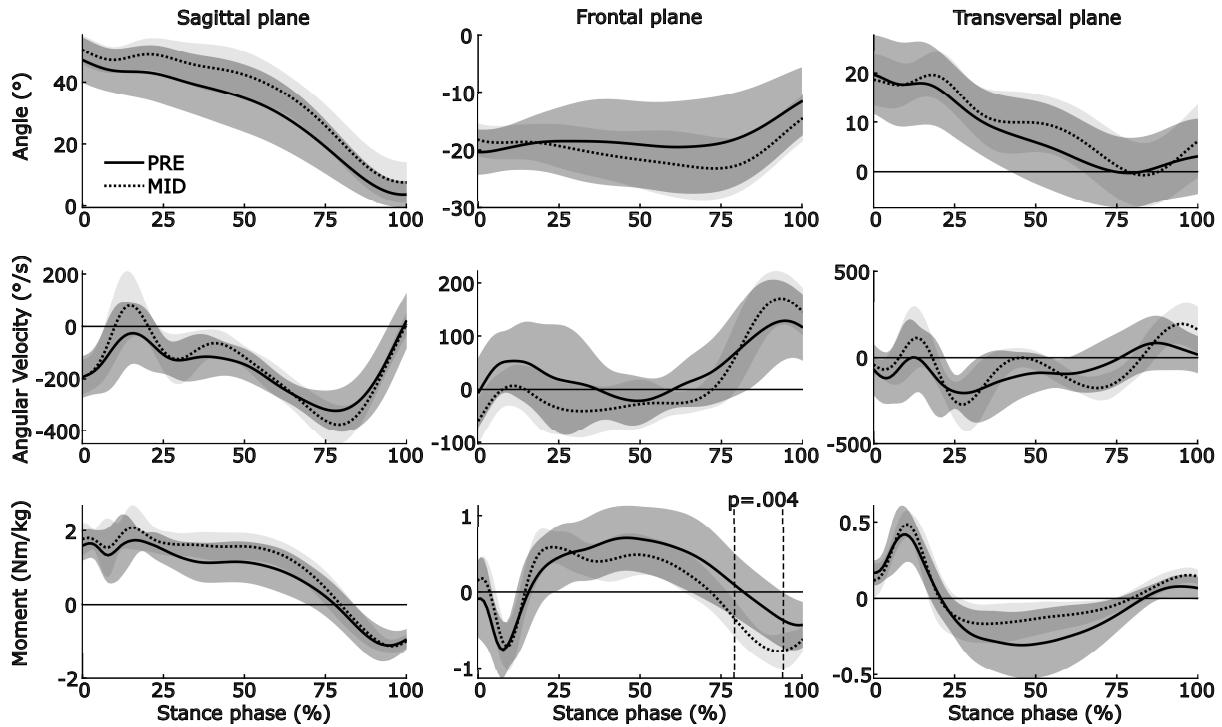


Figure 3. Mean time series during CM of PRE (N=12, solid line) and MID (N=10, dotted line) \pm standard deviation of the hip joint angles, angular velocities and external joint moments in the three movement planes. Positive values correspond to flexion in the sagittal plane, adduction in the frontal plane and internal rotation in the transversal plane. The dashed vertical lines in the frontal plane moment indicate the interval of significant difference between PRE and MID, calculated with SPM.

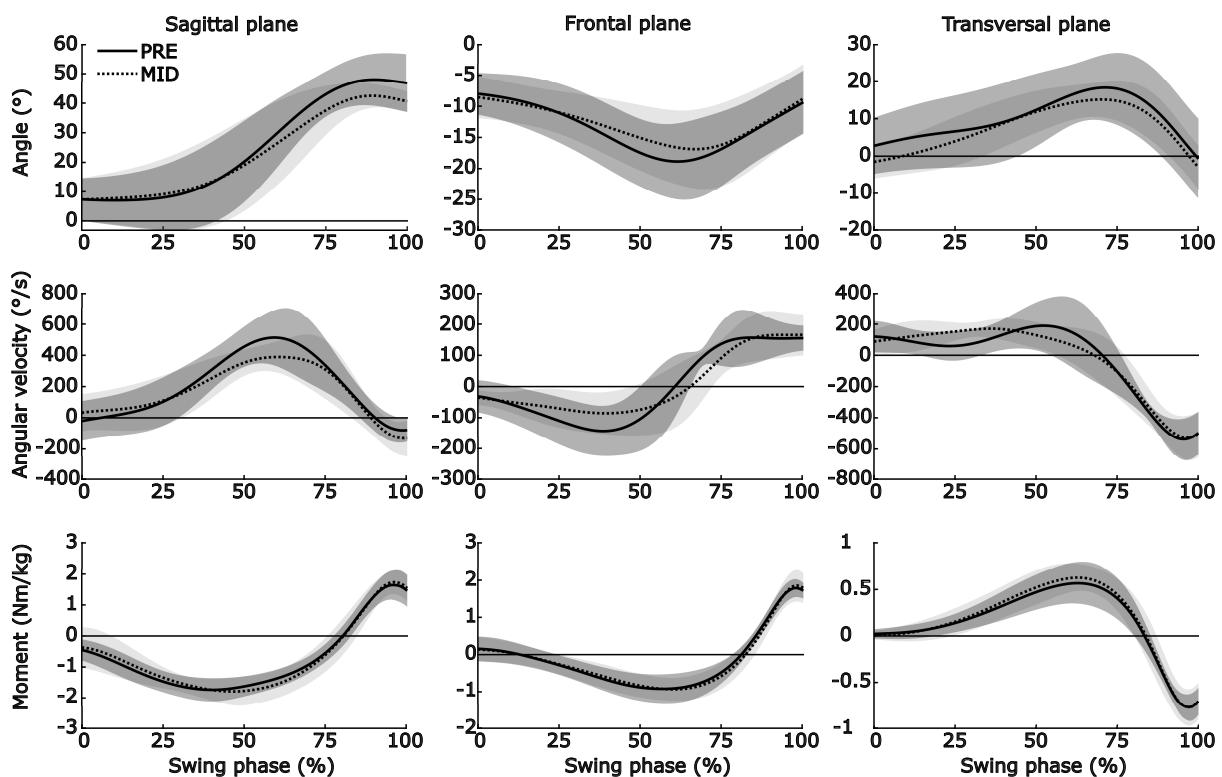


Figure 4. Mean time series during IP of PRE (N=12, solid line) and MID (N=10, dotted line) \pm standard deviation of the hip joint angles, angular velocities and external joint moments in the three movement planes. Positive values correspond to flexion in the sagittal plane, adduction in the frontal plane and internal rotation in the transversal plane.

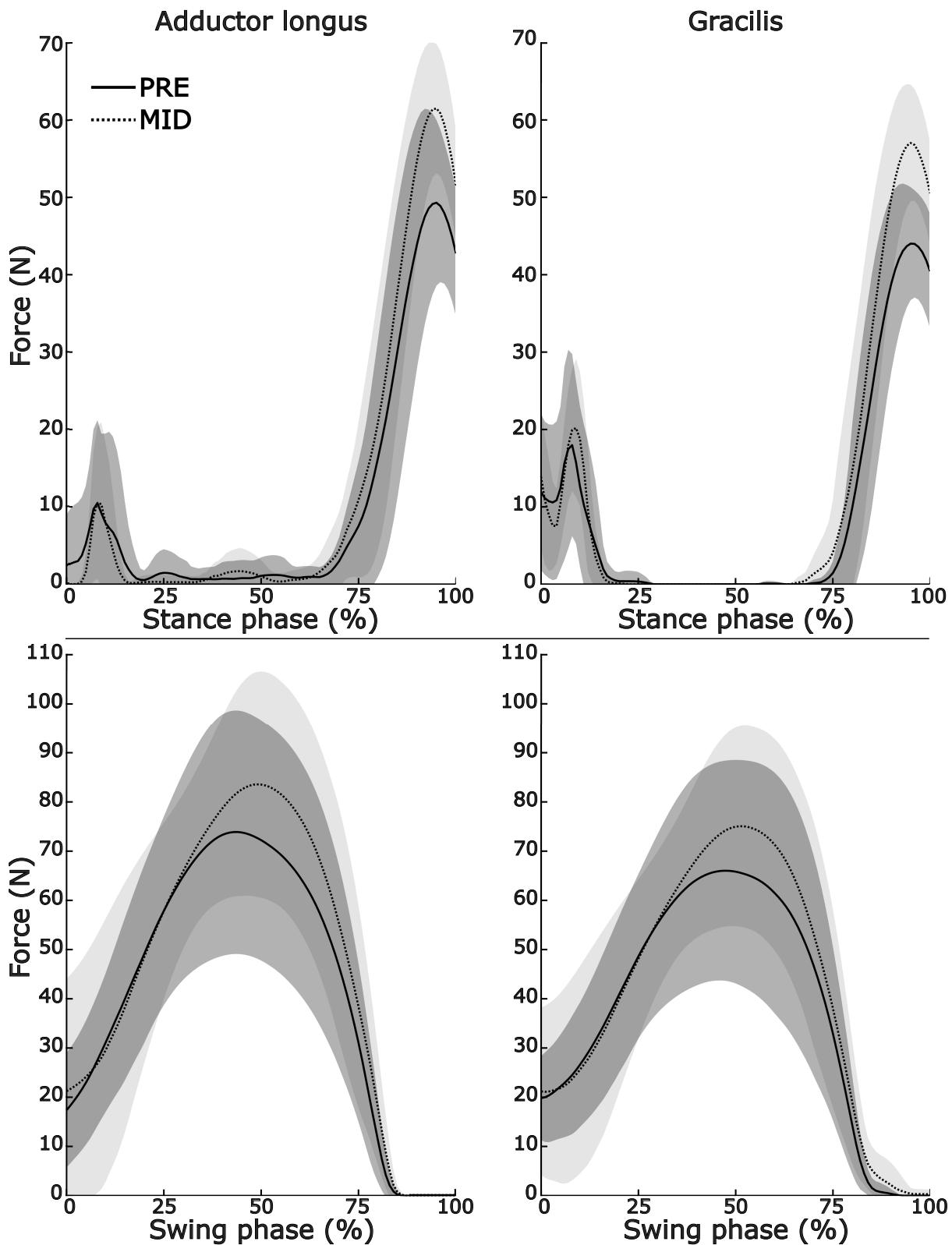


Figure 5. Mean muscle forces of PRE (N=12, solid line) and MID (N=10, dotted line) \pm standard deviation of adductor longus and gracilis during CM (top) and IP (bottom).

edge, no previous study provided comparable data of the kinematics and kinetics in all three movement planes. The second aim of this study was to investigate if hip joint kinematics and kinetics of CM or IP would differ between two groups of adolescent soccer players. One of the two groups was younger than their estimated age at PHV, while the other group was near their estimated time of PHV. Only one significant difference was found in the kinematic and kinetic time series of the hip joint in the two movements, which showed a higher external abduction moment in the MID group during the late stance phase of CM. Furthermore, it was investigated if anthropometric data as well as adductor and gripping force would be different between the two groups. The discrete anthropometric and force parameters showed a significantly greater height (+6 %) and mass (+14.7 %) in the MID group compared to PRE, whilst the gripping and adductor force were statistically not different.

4.1. *Joint kinematics and kinetics*

Due to the broad spectrum of possible cutting angles between 0 and 180° (Edwards, Brooke, & Cook, 2017; Franklyn-Miller et al., 2017), comparable research investigating the hip joint during 90°-CM is scarce. One previous study showed similar hip abduction and flexion angles for 90°-CM as the present study but did not look at further kinematics and kinetics (David, Mundt, Komnik, & Potthast, 2018). Furthermore, the time series from the current analysis is similar to an average of two movement strategies investigated previously (David et al., 2018), indicating, that both strategies were employed in the MID and PRE group. 90°-CM also produces similar hip joint angles as 110°-CM (Franklyn-Miller et al., 2017). Only the transversal plane shows a different time series which might be connected to the different cutting angles: 90°-CM appears to favour more internal rotation at the hip to pre-orient the body towards the new movement direction (David et al., 2017). Because 110°-CM partly reverse the movement direction of the body, pre-orientation might be less feasible and the hip rotation is needed to re-orient the body during the stance phase. As no previous study reported the full kinematics and kinetics of the hip joint during a 90°-CM, the present data can be used as a baseline for further investigations in children.

GI have been linked to CM because of high external joint moments during mid stance requiring high activation of the adductor muscles (Chaudhari et al., 2014). Our results could not confirm this hypothesis, as mid stance showed an external hip adduction moment (Figure 3). This is plausible, as the ground reaction force vector passes the hip joint medially during mid stance of a CM to allow for a change of direction. As a result, an external adduction moment at the hip joint arises, internally countered by the abductor muscles. Hence, the two adductor muscles show none, or very low force during mid stance (Figure 5, top row). The peaks of the adductor force, and thereby peak adductor load, occurred during terminal stance of the CM. Previous research shows evidence that GI happen during terminal stance of CM, while the adductor muscles are either lengthening or are in an elongated position (Serner et al., 2019). This forces the muscles into eccentric contraction which is likely to increase the injury risk (Schache, Kim, Morgan, & Pandy, 2010). Therefore, it is reasonable that the risk of suffering a GI increases when performing high amounts of CM.

The kinematic time series calculated for IP were in accordance to the literature (Levanon & Dapena, 1998; Nunome, Asai, Ikegami, & Sakurai, 2002). Muscle force time series of IP were slightly different compared to our previous studies (Dupré et al., 2018, 2020) where the adductor force was close to zero at the beginning of the swing phase. This difference can be attributed to the different test setup, were every ball came from the same, fixed position in the present study. As a result, the pass preparation and IP itself was more restricted and easier to predict compared to previous studies, which is likely to have altered the technique and the time series. Similar to our previous studies, the peak forces in both muscles occurred in the middle of the swing phase, timely close to the occurrence of the peak hip abduction angle and abduction velocity. In this part of the swing phase, maximum rate of stretch and maximum elongation of adductor longus occur (Charnock, Lewis, Garrett, & Queen, 2009; Dupré et al., 2018). Both

are known as factors that, when occurring simultaneously with high forces, increase the risk for muscle injuries (Schache et al., 2010), such as GI in this particular movement. This confirms previous assumptions that IP plays a dominant role in the development of GI (Charnock et al., 2009; Dupré et al., 2018).

4.2. Effect of growth on anthropometrics and movement technique

Mean estimated age at PHV was similar to previous studies (Bult, Barendrecht, & Tak, 2018; Philippaerts et al., 2006). Gripping force and height measurements have been used to investigate accelerated development during adolescence (Backous, Farrow, & Friedl, 1990). Backous and colleagues associated being tall (>165 cm), due to advanced maturity, but weak (<245.25 N) with an increased injury risk (Backous et al., 1990, 1988). In our study, none of the 22 participants fit in the tall but weak category. This might be attributed to the small sample size in our study, but could also be explained by the sample investigated by Backous and colleagues, where the participants seem to have been overweight (Backous et al., 1990) and not as physically active as our population. Nevertheless, our results showed significantly increased weight and height in the MID group, with large effect sizes. The two force measurements were not significantly different but showed medium effect sizes regarding the differences between PRE and MID. This indicates an asynchronous development of the anthropometrics and muscle forces and is likely to be grounded on the same basis as the results by Backous and colleagues. In a previous study of our group, we speculated about the anthropometric parameters increasing faster than the muscular capacity and the supposed higher injury risk associated with this (Dupré et al., 2020). The moments of inertia increase synchronous with the anthropometrics, demanding higher forces from the muscles to accelerate the body's segments. If the muscles and tendons are unable to adapt quickly, overuse injuries like osteitis pubis and other GI related injuries are likely to occur. Furthermore, such an imbalanced development might also result in changes to the movement techniques. Interestingly, the only significant difference in the time series between PRE and MID was found during terminal stance of the CM, where MID had a higher abduction moment (see Figure 3). As written above, terminal stance is the movement phase where the occurrence of GI is most likely. A higher external abduction moment of the MID group during terminal stance indicates a higher load for the adductor muscles of the respective group. From this follows that the MID group uses a movement strategy that makes greater use of the hip adductor muscles in the movement phase most common for GI. Thereby they increase their injury risk in addition to the injury risk caused by the growth spurt (Backous et al., 1988; Bult et al., 2018; Dupré et al., 2020). Contrary to the expectations, there was no significant difference in the muscle forces of CM, although MID had a higher abduction moment and significantly increased anthropometrics. MID might have reduced their acceleration during push off phase compared to PRE in order to reduce the required adductor forces.

One of our previous studies found a reduced angular velocity in IP for soccer players who were near their PHV (Dupré et al., 2020). Figure 4 shows reduced peaks in the angular velocities of MID in the sagittal and frontal plane of IP. Although the angular velocities were not significantly different in the present study, these descriptive differences in the time series resemble the previous results closely. If this could be confirmed in future studies, it would strengthen the hypothesis that the moments of inertia increase faster during PHV than the muscles can increase their force capacity, which results in reduced angular velocities. The muscle forces did not show significant differences in IP or CM with MID showing slightly higher peak forces in both muscles during both movements. As the kinematic and kinetic parameters were very similar, the increased anthropometrics of the MID group require higher muscle force due to increased inertia of the segments, making this a likely explanation for the muscle forces.

It is presumed in the literature that PHV leads to changes in movement techniques or reduced coordination (Philippaerts et al., 2006), resulting in higher injury incidences. Finding only one significant difference in the technique of CM, contradicts the idea of large systematic changes in movement techniques. On the one hand, maturation has been shown to slightly influence the

movement technique of IP (Dupré et al., 2020), for which only indications could be found in the present study. The fast increase of the segments' inertia was shown to cause slight reductions in the angular velocities during IP (Dupré et al., 2020), which is an open chain movement. In CM on the other hand, as a closed chain movement, PHV induces higher abduction moments, probably caused by slightly higher adduction velocities during terminal stance. Therefore it cannot be ruled out that closed chain and open chain movements are affected differently during PHV. The fast growing segments of the lower extremity and their inertia could be of more importance during open chain movements like IP as they are the only body parts that are in need of high acceleration prior to ball kicking. This is supported by a study that showed thigh and leg mass to increase disproportionately fast during adolescence (Jensen, 1989). Furthermore it has been shown that the joint moments of open chain movements are highly affected by interaction moments due to acceleration and deceleration of distal segments (Nunome, Ikegami, Kozakai, Apriantono, & Sano, 2006). An asynchronous increase of lower limb masses during adolescence would thereby add to the increased demands on the musculoskeletal system in open chain movements. In a closed chain movement like CM on the other hand, the ground reaction force is the main factor determining muscle forces and joint moments. It is therefore less affected by thigh mass, changing inertia and interaction moments, while the total body mass plays a more dominant role.

4.3. Limitations

The present study has some limitations: As the sample size was small in both groups, minor effects of the PHV on the technique might not have surfaced in statistics. Nevertheless, PRE and MID showed differences in the hip adduction moment and also indicated changes in joint velocities that have been shown in previous studies. This provides valuable insight despite the small sample size. Future studies with bigger samples need to refute or confirm these findings. Furthermore, longitudinal study designs are better suited to investigate effects of time and maturation than the cross-sectional approach used here. However, as no studies have investigated if PHV influences movement technique and thereby causes injuries, our preliminary, cross-sectional study provides a valuable first insight warranting large-scale future studies.

5. Conclusion

The current study shows that IP and CM both have characteristics in their motions that are likely to increase the GI risk. Furthermore, MID executes a movement technique during CM that increases the hip abduction moment in final stance, compared to PRE. This indicates a higher load on the adductor muscles. The combination of final stance, where the GI risk is the highest during CM, and the higher load on the adductor muscles increases the likeliness of a GI in the MID group during CM compared to PRE. Although it could have been expected that the significantly increased anthropometrics of the MID group would provoke further technique differences, no effect of PHV on the IP movement technique was found. Therefore it remains unclear if PHV has a general effect on movement technique or if the effect is movement specific and discriminates between open and closed chain movements. Until the knowledge on this matter is further expanded, coaches and other practitioners should monitor the growth of pubertal players and treat players in and around PHV with care. Especially increases in training load should be postponed during this phase to prevent further loading of the musculoskeletal system. However, the use of strength training should be encouraged prior to the growth spurt to prepare players for increasing loads during PHV.

acknowledgements

The authors wish to thank Corinne Kohlmann, Julian Tryba and Max Kreienkamp for their help during data acquisition and post processing. The authors also wish to thank Niklas Hagenhoff for his help in participant acquisition.

disclosure of interest

The authors report no conflict of interest.

References

- Backous, D. D., Farrow, J. A., & Friedl, K. E. (1990). Assessment of pubertal maturity in boys, using height and grip strength. *Journal of adolescent health care : official publication of the Society for Adolescent Medicine*, 11(6), 497–500. doi: [https://doi.org/10.1016/0197-0070\(90\)90109-f](https://doi.org/10.1016/0197-0070(90)90109-f)
- Backous, D. D., Friedl, K. E., Smith, N. J., Parr, T. J., & Carpine, W. D., JR. (1988). Soccer injuries and their relation to physical maturity. *American journal of diseases of children* (1960), 142(8), 839–842. doi: <https://doi.org/10.1001/archpedi.1988.02150080045019>
- Beunen, G., & Malina, R. M. (1988). Growth and physical performance relative to the timing of the adolescent spurt. *Exercise and sport sciences reviews*, 16, 503–540.
- Bult, H. J., Barendrecht, M., & Tak, I. J. R. (2018). Injury risk and injury burden are related to age group and peak height velocity among talented male youth soccer players. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 6(12), 1–10. doi: <https://doi.org/10.1177/2325967118811042>
- Charnock, B. L., Lewis, C. L., Garrett, W. E., & Queen, R. M. (2009). Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports biomechanics*, 8(3), 223–234. doi: <https://doi.org/10.1080/14763140903229500>
- Chaudhari, A. M. W., Jamison, S. T., McNally, M. P., Pan, X., & Schmitt, L. C. (2014). Hip adductor activations during run-to-cut manoeuvres in compression shorts: implications for return to sport after groin injury. *Journal of sports sciences*, 32, 1333–1340. doi: <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.889849>
- David, S., Komnik, I., Peters, M., Funken, J., & Potthast, W. (2017). Identification and risk estimation of movement strategies during cutting maneuvers. *Journal of science and medicine in sport*, 20(12), 1075–1080. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.011>
- David, S., Mundt, M., Komnik, I., & Potthast, W. (2018). Understanding cutting maneuvers - the mechanical consequence of preparatory strategies and foot strike pattern. *Human movement science*, 62, 202–210. doi: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.005>
- Dupré, T., Dietzsch, M., Komnik, I., Potthast, W., & David, S. (2019). Agreement of measured and calculated muscle activity during highly dynamic movements modelled with a spherical knee joint. *Journal of Biomechanics*, 84, 73–80. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.013>
- Dupré, T., Funken, J., Müller, R., Mortensen, K. R. L., Lysdal, F. G., Braun, M., ... Potthast, W. (2018). Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? a biomechanical analysis. *Journal of sports sciences*, 36(16), 1827–1835. doi: <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1423193>
- Dupré, T., Lysdal, F. G., Funken, J., Mortensen, K. R. L., Müller, R., Mayer, J., ... Potthast, W. (2020). Groin injuries in soccer: Investigating the effect of age on adductor muscle forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(6), 1330–1337. doi: <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002243>
- Durlak, J. A. (2009). How to select, calculate, and interpret effect sizes. *Journal of pediatric psychology*, 34, 917–928. doi: <https://doi.org/10.1093/jpepsy/jsp004>
- Edwards, S., Brooke, H. C., & Cook, J. L. (2017). Distinct cut task strategy in australian football players with a history of groin pain. *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 23, 58–66. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.07.005>
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011a). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American journal of sports medicine*, 39(6), 1226–1232. doi: <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>

- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011b). Injury incidence and injury patterns in professional football: the uefa injury study. *British journal of sports medicine*, 45(7), 553–558. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.060582>
- Franklyn-Miller, A., Richter, C., King, E., Gore, S., Moran, K., Strike, S., & Falvey, E. C. (2017). Athletic groin pain (part 2): a prospective cohort study on the biomechanical evaluation of change of direction identifies three clusters of movement patterns. *British journal of sports medicine*, 51(5), 460–468. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096050>
- Friston, K. J. (Ed.). (2007). *Statistical parametric mapping: The analysis of functional brain images*. Amsterdam: Elsevier Acad. Press.
- Hägglund, M., Waldén, M., Magnusson, H., Kristenson, K., Bengtsson, H., & Ekstrand, J. (2013). Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the uefa champions league injury study. *British journal of sports medicine*, 47(12), 738–742. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092215>
- Harøy, J., Clarsen, B., Thorborg, K., Hölmich, P., Bahr, R., & Andersen, T. E. (2017). Groin problems in male soccer players are more common than previously reported. *The American journal of sports medicine*, 45(6), 1304–1308. doi: <https://doi.org/10.1177/0363546516687539>
- Jensen, R. K. (1989). Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *Journal of biomechanics*, 22, 529–536. doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90004-3)
- Klein Horsman, M. D., Koopman, H. F. J. M., van der Helm, F. C. T., Poliacu Prosé, L., & Veeger, H. E. J. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical biomechanics*, 22(2), 239–247. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003>
- Levanon, J., & Dapena, J. (1998). Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(6), 917–927. doi: <https://doi.org/10.1097/00005768-199806000-00022>
- Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M., & Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1), 1–11. doi: <https://doi.org/10.1080/23335432.2014.993706>
- Mirwald, R. L., Baxter-Jones, A. D. G., Bailey, D. A., & Beunen, G. P. (2002). An assessment of maturity from anthropometric measurements. *Medicine and science in sports and exercise*, 34, 689–694. doi: <https://doi.org/10.1097/00005768-200204000-00020>
- Nichols, T. E., & Holmes, A. P. (2002). Nonparametric permutation tests for functional neuroimaging: a primer with examples. *Human brain mapping*, 15(1), 1–25. doi: <https://doi.org/10.1002/hbm.1058>
- Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., & Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(12), 2028–2036. doi: <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000039076.43492.EF>
- Nunome, H., Ikegami, Y., Kozakai, R., Apriantono, T., & Sano, S. (2006). Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of sports sciences*, 24(5), 529–541. doi: <https://doi.org/10.1080/02640410500298024>
- Pataky, T. C., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2015). Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *Journal of biomechanics*, 48(7), 1277–1285. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.051>
- Philippaerts, R. M., Vaeyens, R., Janssens, M., Van Rentenghem, B., Matthys, D., Craen, R., ... Malina, R. M. (2006). The relationship between peak height velocity and physical performance in youth soccer players. *Journal of sports sciences*, 24(3), 221–230. doi: <https://doi.org/10.1080/02640410500189371>
- Raya-González, J., Suárez-Arrones, L., Navandar, A., Balsalobre-Fernández, C., & Sáez de Villarreal, E. (2019). Injury profile of elite male young soccer players in a spanish professional soccer club: A prospective study during 4 consecutive seasons. *Journal of sport rehabilitation*, 1–7. doi: <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0113>
- Rommers, N., Rössler, R., Goossens, L., Vaeyens, R., Lenoir, M., Witvrouw, E., & D'Hondt, E. (2020). Risk of acute and overuse injuries in youth elite soccer players: Body size and growth matter. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(3), 246–251. doi: <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.10.001>
- Ryan, J., DeBurca, N., & Mc Creesh, K. (2014). Risk factors for groin/hip injuries in field-based sports: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 48(14), 1089–1096. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092263>
- Schache, A. G., Kim, H.-J., Morgan, D. L., & Pandy, M. G. (2010). Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait & posture*, 32(1),

- 136–140. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.006>
- Serner, A., Mosler, A. B., Tol, J. L., Bahr, R., & Weir, A. (2019). Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. *British journal of sports medicine*, 53, 158–164. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099246>
- Volpi, P., Pozzoni, R., & Galli, M. (2003). The major traumas in youth football. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 11(6), 399–402. doi: <https://doi.org/10.1007/s00167-003-0343-1>
- Waldén, M., Häggglund, M., & Ekstrand, J. (2015). The epidemiology of groin injury in senior football: a systematic review of prospective studies. *British Journal of Sports Medicine*, 49(12), 792–797. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094705>
- Werner, J., Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2009). Uefa injury study: a prospective study of hip and groin injuries in professional football over seven consecutive seasons. *British journal of sports medicine*, 43(13), 1036–1040. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.066944>
- Whittaker, J. L., Small, C., Maffey, L., & Emery, C. A. (2015). Risk factors for groin injury in sport: an updated systematic review. *British journal of sports medicine*, 49(12), 803–809. doi: <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094287>

1. Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

Studie I

Passen erzeugt hohen Muskelstress in Adduktoren

Passen erfordert exzentrische Kontraktionen der Adduktoren

Kombination aus Stress, exzentrischer Kontraktion und hohen Wiederholungszahlen steigert das Risiko für Leistenverletzung

Studie III

Höhere Beanspruchung der Adduktoren beim Richtungswechsel verglichen mit Passspiel

Auch Richtungswechsel erfordern längere Phasen exzentrischer Kontraktion der Adduktoren

Fazit

Richtungswechsel und Pässe erhöhen das Risiko für Leistenverletzungen

2.1 Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?

Studie II

Pubertäres Wachstum bewirkt schnellen Anstieg der für die Passbewegung benötigten Kräfte, ausgelöst durch schnelle Zunahme der Segmentträgheiten

Verringerte Winkelgeschwindigkeiten deuten darauf hin, dass Muskulatur nicht schnell genug adaptieren kann

Während Wachstumsphasen keine Erhöhungen der Belastung vornehmen, stattdessen adduktorenspezifisches Krafttraining zur Vorbereitung vor pubertären Wachstum

Identifizierung des Wachstumsschubs durch Nachverfolgung der Oberschenkelmasse

Offene Frage

Treten die Wachstumseffekte verstärkt in der PHV auf?

Fazit

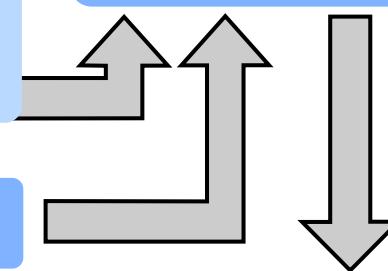
Durch schnelles Wachstum in der Pubertät erhöht sich das Verletzungsrisiko

2.2 Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Studie IV

Geringe Änderungen in den Bewegungstechniken am Hüftgelenk. Allerdings höhere Belastung der Adduktoren in älterer Gruppe. Demnach erhöht die PHV das Leistenverletzungsrisiko bei Richtungswechseln

Bewegungen mit offener kinematischer Kette werden anders von PHV beeinflusst als solche mit geschlossener Kette



Fazit

Einfluss der PHV unklar, möglicherweise bewegungs- und subjektspezifisch

Abbildung 10.6: Erkenntnisstand nach Studie IV

11 Diskussion

In der folgenden Diskussion werden vor allem die drei Forschungsfragen diskutiert. Zuerst wird erörtert, wie Pässe und Richtungswechsel, durch hohe muskuläre Beanspruchung, zur Entstehung von Leistenverletzungen beitragen kann. Anschließend wird diskutiert wie diese Risikofaktoren vom pubertären Wachstumsschub beeinflusst werden und ob die PHV hier eine besondere Rolle spielt. Diese Diskussion führt zu Implikationen für die Sportpraxis, welche nach Beantwortung der Forschungsfragen dargelegt werden. Zum Schluss werden die Limitationen sowie weitere Forschungsperspektiven diskutiert.

11.1 Die Rolle von Richtungswechseln und Pässen bei der Entstehung von Leistenverletzungen

Die erste in Kapitel 4 aufgestellte Forschungsfrage lautete:

Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

Sowohl in der ersten als auch der dritten Studie wurde dieser Frage nachgegangen. Dabei deuten die Ergebnisse grundsätzlich darauf hin, dass sowohl Richtungswechsel als auch Passbewegungen das Risiko erhöhen, eine Leistenverletzung zu erleiden. In früheren Studien wurde davon ausgegangen, dass beide Bewegungen exzentrische Kontraktionen der Adduktoren bei gleichzeitig hoher Muskelaktivität erfordern [3, 14, 60]. Grundsätzlich ist anerkannt, dass exzentrische Kontraktionen das Risiko von Muskelverletzungen vergrößern. Die hierbei auftretenden Kräfte sind auf Grund der Nutzung passiver Strukturen deutlich höher als bei konzentrischen Kontraktionen [61]. Führt man beide Aussagen

zusammen, erscheint es nachvollziehbar, dass Richtungswechsel und Schussbewegungen zu Adduktorenverletzungen und anderen Leistenproblemen führen. Wie bereits erwähnt, handelte es sich hierbei nur um begründete Vermutungen, ohne in Studien nachgewiesene Belege. Diese Belege konnten allerdings in den hier vorliegenden Studien I und III erbracht werden.

So zeigten sich in Studie I sehr hohe Stresswerte im Gracilis, die auf eine starke Beanspruchung dieses Muskels, schon bei submaximalen Pässen, hindeuten. Dabei erfährt der Muskel in jeder Wiederholung 56 % des Muskelstress, welcher in einer früheren Studie beim Biceps Femoris zu einer Verletzung führte [62]. In Anbetracht der hohen Wiederholungszahlen von Pässen in Training und Spiel [35, 63] ist davon auszugehen, dass diese über längere Zeit zu Überlastungsverletzungen des Gracilis führen. Der Adduktor Longus zeigte zwar höhere Kräfte in der Passbewegung, erfährt auf Grund seines größeren physiologischen Durchschnitts im Vergleich zum Gracilis jedoch deutlich weniger Muskelstress. Neben dem hohen Muskelstress konnte sowohl in Studie I als auch in Studie III gezeigt werden, dass beim Passen große Phasen exzentrischer Kontraktion in den Adduktorenmuskeln auftreten. Beim Adduktor Longus liegt der Anteil der exzentrischen Kontraktion an der gesamten Schwungphase bei etwa 50 %. Während maximaler Schüsse liegt der Anteil der exzentrischen Phase sogar bei etwa 70 % [3], vermutlich auf Grund einer längeren Rückschwungphase. Beim Gracilis hingegen liegt der exzentrische Anteil mit 30 % wesentlich niedriger. So ist zwar der Muskelstress im Gracilis höher, die exzentrischen Phasen beim Passen sind beim Adduktor Longus aber deutlich länger. Ähnlich verhält es sich bei den in der dritten Studie untersuchten 90°-Richtungswechseln. Während der Adduktor Longus über 80 % der Stützphase exzentrisch agieren muss, beträgt die Summe der exzentrischen Phasen beim Gracilis nur etwa 50 %. Weiterhin zeigte die dritte Studie, dass beim Adduktor Longus, wie in der Literatur angenommen, die höchsten Muskelaktivitäten meist gleichzeitig mit Phasen exzentrischer Kontraktion auftraten. Die höchste Aktivierung, sowohl beim Passen als auch dem Richtungswechsel, trat bei diesem Muskel sogar synchron mit der schnellsten Muskellängung auf. Beim Richtungswechsel gilt diese Beobachtung auch für den Gracilis. In der Passbewegung wird der Gracilis allerdings

durch die Bewegung des Knies gehemmt, wodurch die Aktivität nur gering bleibt und die maximale Aktivität in der konzentrischen Phase am Beginn der Bewegung stattfindet.

Betrachtet man Muskelstress, exzentrische Kontraktion und Muskelaktivität jeweils als Faktoren bei der Entwicklung von Leistenverletzungen, so zeigt sich, dass die in der Literatur vorherrschende Ansicht, nach der es sich bei Pässen und Richtungswechseln um Risikobewegungen handelt, bestätigt werden kann. Vor diesem Hintergrund ist natürlich auch interessant, ob eine der beiden Bewegungen aus objektiver Sicht ein höheres Risiko birgt. Studie III zeigte, dass die maximale Aktivierung des Adduktor Longus und Gracilis während des Richtungswechsels signifikant höher ist als beim Passen. Zudem zeigte sich dort auch, dass die Bewegungszeit beim Richtungswechsel länger ist, wodurch das Integral der Muskelaktivität signifikant größer war. Weiterhin sind auch die Phasen exzentrischer Kontraktion in ihrer Summe beim Richtungswechsel größer als beim Pass. Somit kann davon ausgegangen werden, dass Richtungswechsel das Risiko auf Erleiden einer Leistenverletzung stärker erhöhen als Pässe. Dies deckt sich auch mit der Literatur, in der Richtungswechsel tendenziell häufiger mit Leistenverletzungen in Verbindung gebracht werden als Pass- und Schussbewegungen. Es muss dennoch berücksichtigt werden, wie häufig beide Bewegungen in Training und Spiel auftreten. Durch isoliertes Passtraining, wie es beispielsweise in einem Footbonaut möglich ist, können innerhalb kürzester Zeit sehr hohe Passzahlen erreicht werden (25 Pässe in 2 Minuten [49]). Dementsprechend schnell ergibt sich auch beim Passtraining eine Stressakkumulation im Muskel und dem umgebenden Gewebe, die dann zu Überlastungsverletzungen führen. Festzuhalten bleibt, dass der Richtungswechsel die höhere Beanspruchung der Leistenregion darstellt. Pass- und Schussbewegungen können durch die Möglichkeit des isolierten Trainings und den damit verbundenen hohen Wiederholungszahlen ebenfalls zu einer starken Beanspruchung und somit einem erhöhten Verletzungsrisiko führen.

Obwohl die obigen Ergebnisse zu dem Schluss führen, dass der Gracilis im Vergleich zum Adduktor Longus einem erhöhten Verletzungsrisiko unterliegt, ist die Datenlage konträr: So ist Leistenschmerz zum Teil auf Verletzungen des Gracilis zurückzuführen [30, 64],

um die 90 % des adduktorenbezogenen Leistenschmerzes liegt aber in Verletzungen des Adduktor Longus begründet [30, 31]. Dafür scheint es zwei Gründe zu geben, die einerseits in der Klassifizierung und Diagnostik der Verletzungen und andererseits in der Anatomie der Adduktoren liegen. In der Studie von Pedret et al. [64] zeigte sich, dass isolierte Gracilisverletzungen vielmals als Verletzungen der Oberschenkelbeuger diagnostiziert werden, da der Schmerz am Oberschenkel häufig als posterior beschrieben wird [30, 64]. Dadurch wurden von den sieben bei Pedret et al. [64] untersuchten Fällen, vier fälschlicherweise als Verletzungen der Beuger diagnostiziert. Zudem scheinen die betroffenen Athleten trotz der Verletzung in der Lage gewesen zu sein, weiterhin zu trainieren. Dementsprechend werden diese Verletzungen bei der meist gängigen Verletzungsdefinition nach Trainingsausfall nicht erfasst. Als zweiter Grund für die deutlich geringeren Zahlen an Gracilisverletzungen, kann die unterschiedliche Anatomie der beiden Muskeln betrachtet werden. Der Gracilis führt hier die Aufgaben Knieflexion, Tibiainnenrotation und Hüftadduktion aus und arbeitet somit in allen drei Körperebenen [64]. Bewegungen, die den Gracilis durch Hüftflexion, -innenrotation und Knieextension zu maximaler Extension zwingen, scheinen besonders problematisch, da diese Stellung bei allen von Pedret et al. [64] untersuchten Patienten zum Zeitpunkt ihrer Verletzung vorlag. Vergleicht man hierzu Abbildung 9.1 (Seite 44) aus der dritten Studie, zeigt sich, dass weder beim Richtungswechsel, noch beim Passspiel eine solche Stellung eingenommen wird. Vielmehr wird Knieextension von Hüftadduktion sowie Hüftabduktion von Knieflexion begleitet, wodurch ein Erreichen der maximalen Dehnung des Gracilis vermieden wird. Adduktor Longus als eingelenkiger Muskel hat keine Möglichkeit, Dehnung an einem Gelenk durch Verkürzung an einem anderen Gelenk auszugleichen. Beim Richtungswechsel findet beispielsweise eine Hüftextension bei konstanter Abduktion statt (Abb. 9.1, S. 44). Es ist anzunehmen, dass Bewegungen wie diese den Adduktor Longus vermutlich häufiger in die Nähe seiner Streckgrenze bringen als es beim Gracilis der Fall ist. Dies könnte die Erklärung sein, warum der Gracilis nur selten betroffen ist.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die erste Forschungsfrage **eindeutig mit ja** zu beantworten ist. Beide untersuchten Bewegungen zeigten verschiedene Charakteristika, die

darauf hindeuten, dass das Verletzungsrisiko durch ihre Ausführung erhöht wird. Durch häufige Wiederholungen wird dies höchstwahrscheinlich noch verstärkt. Zudem zeigten sich auch Hinweise, warum der Adduktor Longus deutlich häufiger von Verletzungen betroffen ist als der Gracilis. Es ist selbstverständlich nicht davon auszugehen, dass diese Erkenntnisse zu weniger Pässen oder Richtungswechseln im Spiel und Training führen. Als elementare Bausteine des Fußballspiels sind sie nicht wegzudenken. Entsprechende alternative Präventionsansätze, die eher auf Vorbereitung der Spieler abzielen, werden in Kapitel 11.3 diskutiert.

11.2 Die Rolle der körperlichen Entwicklung bei der Entstehung von Leistenverletzungen im Kindes- und Jugendalter

Die zweite in Kapitel 4 gestellte Forschungsfrage lautete:

Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?

Dieser Frage wurde in der zweiten Studie nachgegangen. Hier waren die Verläufe der Adduktorenkraft beim Passen grundsätzlich ähnlich zu denen aus Studie I. Zwischen den unterschiedlichen Altersgruppen zeigten sich allerdings deutliche Unterschiede in der Höhe dieser Kräfte. So zeigt sich eine um fast 50 % erhöhte Adduktorenkraft in der U15¹ Gruppe gegenüber der U12 Gruppe. Zu einem ähnlichen Zeitpunkt, zwischen dem 12. und 15. Lebensjahr, erlebt die überwiegenden Zahl jugendlicher Athleten die Phase der PHV und erfährt ein starkes Längenwachstum [8, 65]. Auf Grund der schnell zunehmenden Segmentlängen steigen auch die zu überwindenden Trägheitsmomente der einzelnen

¹ U ist die Abkürzung für „Unter“. Dementsprechend waren in der U15 Gruppe lediglich Spieler die das 15. Lebensjahr noch nicht vollendet hatten.

Segmente, ebenso wie die Kraft, welche benötigt wird, um die Segmente zu beschleunigen. Dementsprechend schnell muss daher auch die Kraftfähigkeit der Muskulatur, in diesem Fall der untersuchten Muskeln Gracilis und Adduktor Longus, ansteigen. Es konnten jedoch keine Studien gefunden werden, die solch einen Anstieg bestätigen oder widerlegen. Allerdings findet der schnellste Anstieg der fettfreien Körpermasse erst ein viertel Jahr nach der PHV statt [45]. Zudem konnten Beunen und Thomis [66] zeigen, dass die schnellste Zunahme an Muskelmasse sowie die schnellste Verbesserungsrate bei mehreren kraftbezogenen Leistungsparametern erst ein halbes Jahr nach der PHV auftritt. Dies deutet darauf hin, dass sich die Muskelmasse und höchstwahrscheinlich auch die Kraftfähigkeit erst mit Verzögerung der schnellen Zunahme der Segmentträgheiten anpasst. Ein plausibler Effekt dieser verzögerten Anpassung wäre die in Studie II reduzierte Winkelgeschwindigkeit in der U15 Gruppe während des Passens. Dies könnte im Folgenden zu einer schnelleren Überbeanspruchung der Muskulatur führen, da diese durch die gestiegenen Anforderungen häufiger an der Beanspruchungsgrenze arbeiten muss. Bewegungen, die ohnehin ein Verletzungsrisiko darstellen, wie Richtungswechsel und Pässe, stellen in dieser Phase ein besonderes Risiko dar.

Höchstwahrscheinlich geht ein zusätzliches Verletzungsrisiko während und nach der PHV von den Sehnen aus. Da diese in ihrer Reaktion auf Belastungsreize ohnehin langsam sind, hinkt ihre Anpassung den steigenden Segmentträgheiten und der darauf folgenden Kraftsteigerung hinterher. Untersuchungen der Quadrizepssehne jugendlicher Volleyballspieler zeigen, dass diese im Vergleich zu Erwachsenen über signifikant geringere Sehnenquerschnitte verfügten [67]. Im Gegensatz dazu war das Muskelvolumen und das maximale Knieextensionsdrehmoment bei den jugendlichen Spielern sogar höher. Dadurch kommt es bei den Jugendlichen zu einem deutlich höheren mechanischen Stress in der Sehne, was ein erhöhtes Verletzungsrisiko indiziert [67]. Die Phase des erhöhten Verletzungsrisikos während des jugendlichen Wachstums beschränkt sich somit also nicht nur auf die Phase zwischen der PHV und der Anpassung der muskulären Kraftfähigkeit. Sondern sie geht darüber hinaus, bis zu dem Zeitpunkt, an dem sich auch die Sehnen der gestiegenen Belastung angepasst haben. Abbildung 11.1 zeigt schematisch, wie die beiden oben

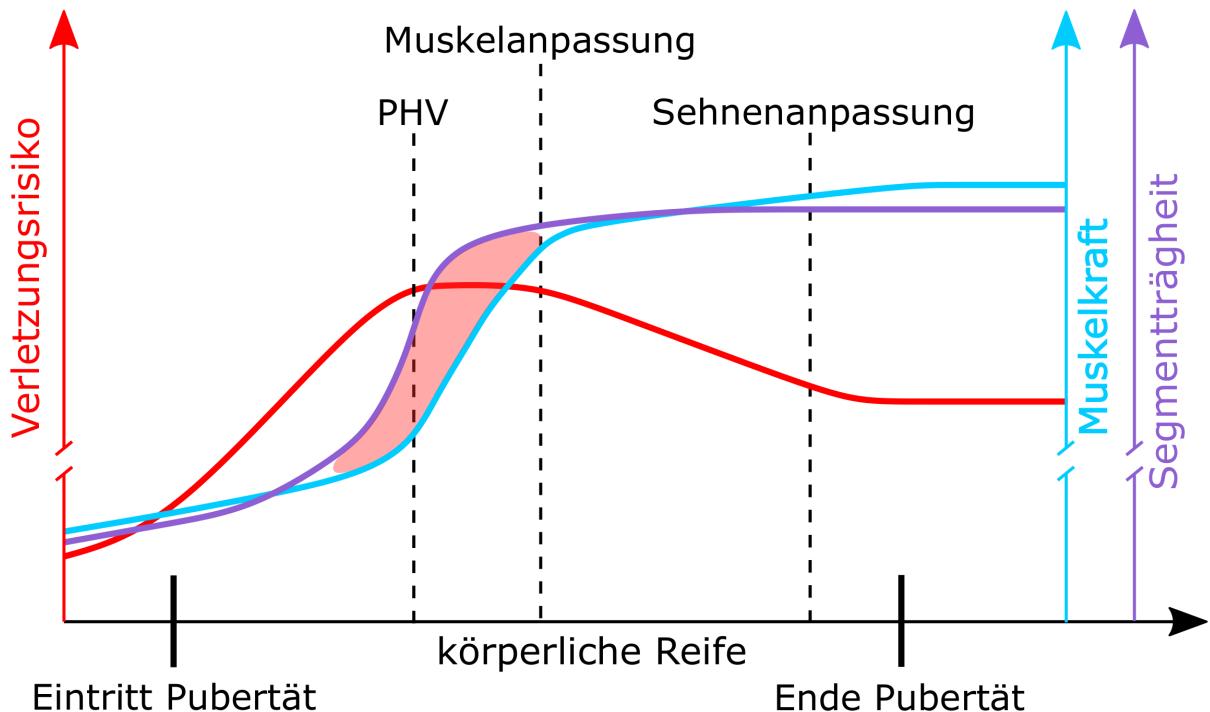


Abbildung 11.1: Schematischer Verlauf des Verletzungsrisikos während der körperlichen Entwicklung. Hierbei handelt es sich um eine qualitative Darstellung die auf Erkenntnissen der vorliegenden Arbeit und der vorhandenen Literatur basiert. Die rote Linie stellt den Verlauf des Verletzungsrisikos dar. Der Verlauf der Kraftfähigkeit wird von der türkisen Linie repräsentiert, während Lila den Verlauf der Segmentträgkeit beschreibt. Der rötlich schattierte Bereich verdeutlicht die verzögerte Anpassung der Muskulatur.

beschriebenen Mechanismen das Verletzungsrisiko während der Pubertät beeinflussen. Hierin könnte auch die Erklärung zu finden sein, warum akzelerierte körperliche Entwicklung ein Risikofaktor für Leistenverletzungen ist [68]. Bei Spielern mit akzelerierter Entwicklung verschieben sich alle Kurven des Diagramms nach links. Dadurch erreichen diese Athleten bereits früher den kritischen Bereich der verzögerten Anpassung und verletzen sich im Vergleich zu ihren Altersgenossen häufiger.

Neben der Reduzierung der Winkelgeschwindigkeit gab es in der zweiten Studie nur wenige Unterschiede in der Hüftgelenkskinematik zwischen den untersuchten Gruppen. Diese beschränkten sich hauptsächlich auf die Frontalebene und zeigten bei der U15 Gruppe die schon genannte Verringerung der Adduktionsgeschwindigkeit, sowie einen geringeren maximalen Abduktionswinkel. Beides spricht für eine Art Schonhaltung, um die Beanspruchung der Muskulatur trotz höherer zu überwindender Trägheit konstant zu halten und Überlastungsverletzungen vorzubeugen. Die Ergebnisse aus Studie II deuten darauf hin,

dass dies vor allem durch die sich schnell ändernden Proportionen und damit steigenden Segmentträgheiten verursacht wird. Daher kann die zweite Forschungsfrage **nur eingeschränkt mit ja** beantwortet werden. Es sind zwar Technikänderungen nachweisbar, diese werden aber vor allem durch die Änderungen in den Segmentträgheiten verursacht. Jedoch ist der schnelle Anstieg der erforderlichen Kräfte, hier am Beispiel der Adduktoren dargestellt, ein starker Hinweis darauf, dass jugendliche Athleten in der Pubertät einem erhöhten Verletzungsrisiko ausgesetzt sind.

In Studie II wird allerdings auch eine Möglichkeit dargestellt, Phasen in denen die Segmentträgheiten schnell zunehmen individuell abzuschätzen. So wurde mittels Regressionsanalyse gezeigt, dass überraschenderweise die Segmentmassen und nicht die Segmentlängen, die besten Prädiktoren für die Adduktorenkraft sind. Wenn davon ausgegangen wird, dass die Adduktorenkraft beim Pass vor allem von den Trägheitsmomenten der Beinsegmente abhängt, so ist der starke Einfluss der Masse insofern überraschend, als dass gilt: $I = m * r^2$. Die Masse (m) beeinflusst das Trägheitsmoment (I) also nur linear, während die Länge (r) der Segmente einen quadratischen Einfluss hat. Beim Wachstum, wie es zwischen den hier untersuchten Altersgruppen vorkommt, nimmt analog zur Länge auch das Volumen zu. Dieses wird mit Masse gefüllt, welche dadurch nicht nur in einer, sondern in drei Dimensionen, also kubisch, zunimmt [69]. Daher ist die Zunahme der Masse der beste Indikator für den Anstieg der Muskelkräfte.

Aus den Ergebnissen der zweiten Studie folgt, dass der Einfluss der steigenden Segmentträgheiten in der PHV am ausgeprägtesten ist. Hier sollten sich die stärksten, möglicherweise nur kurzfristigen, Technikänderungen beobachten lassen. Studie II konnte hierzu allerdings keine Antworten liefern, da die Studienteilnehmer lediglich nach chronologischem Alter den Gruppen zugewiesen wurden. Ein Rückschluss auf das biologische Alter oder den Zeitpunkt der PHV war daher nicht möglich. Hierzu wurde die vierte Studie konzipiert, die somit auch die dritte in Kapitel 4 gestellte Forschungsfrage klären sollte:

Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Die Ergebnisse der vierten Studie zeigen, dass die Auswirkung der PHV auf die Bewegungstechnik gering sind. So ergab sich bei insgesamt 18 verglichenen kinematischen oder kinetischen Zeitverläufen lediglich ein signifikanter Unterschied². Allerdings betraf dieser das externe Abduktionsmoment am Hüftgelenk während der finalen Standphase des Richtungswechsels. Dieses war in der älteren, sich in der PHV befindenden Untersuchungsgruppe, signifikant erhöht. Da externe Abduktionsmomente intern durch die Adduktoren ausgeglichen werden, ergibt sich für diese Gruppe eine höhere Belastung der Adduktorenmuskulatur, während einer Bewegung, welche die Adduktoren ohnehin stark belastet. Zudem wurden bereits in der zweiten Studie starke Hinweise gefunden, dass das Wachstum in der Pubertät, auch ohne spezifische Effekte der PHV, das Verletzungsrisiko jugendlicher Athleten erhöht (siehe dazu auch [5, 65]). Interessanterweise fanden sich keine Hinweise, dass die Technik oder die muskuläre Beanspruchung durch das Erreichen der PHV beeinflusst werden. Zwar zeigten sich auch hier reduzierte Winkelgeschwindigkeiten bei der in der PHV befindlichen Gruppe, was die Ergebnisse der zweiten Studie stützen würde, diese waren allerdings nicht statistisch signifikant. Dadurch kommt die Frage auf, ob Bewegungen unterschiedlich beeinflusst werden, abhängig davon, ob es sich um geschlossene oder offene kinematische Ketten handelt. Möglich wäre, dass Bewegungen mit offener kinematischer Kette besonders betroffen sind, da die Trägheit der unteren Extremität in der Wachstumsphase überproportional zunimmt [70]. Da beim Passspiel hohe durch die Massenträgheitsmomente verursachte Reaktivmomente auftreten [71], die von der Muskulatur gebremst werden müssen, würde eine Zunahme der Segmentträgheiten hier besonders ins Gewicht fallen. Dafür sprechen die in Studie II gefundenen reduzierten Winkelgeschwindigkeiten beim Pass. In Studie IV waren die Winkelgeschwindigkeiten der älteren MID-Gruppe³ im Vergleich zur jüngeren PRE-Gruppe beim Passen zwar auch

²Eine Erklärung zum statistischen Verfahren, welches einen Vergleich von Zeitverläufen ermöglicht, findet sich in Studie vier (Kapitel 10).

reduziert, allerdings nicht statistisch signifikant. Somit zeigten sich hier keine weiteren Effekte, welche die obige These bestätigen würden. Möglicherweise war der Unterschied in der biologischen Reife zwischen den beiden Gruppen zu gering, als dass diese Effekte zum Tragen kommen könnten. Bewegungen mit geschlossener kinematischer Kette sollten von der überproportionalen Trägheitszunahme der unteren Extremität eher weniger betroffen sein. So ist beim Richtungswechsel das aktive Bein am Boden fixiert, während die gesamte Masse des Körpers in die neue Richtung beschleunigt werden muss. Zwar spielt die generelle Zunahme an Masse und Länge während des Wachstumsschubes noch eine wichtige Rolle in Bezug auf das Verletzungsrisiko, allerdings fällt die überproportionale Zunahme der Trägheit an der unteren Extremität hier weniger ins Gewicht.

Somit bleibt die dritte Fragestellung **vorerst unbeantwortet**, denn die Ergebnisse der vierten Studie zeigten einen geringen Effekt der PHV auf die Bewegungstechnik des Richtungswechsels, aber keinen beim Passen. Daher sind weitere Studien gefordert, um zu klären, ob ein genereller Effekt der PHV vorliegt oder dieser womöglich bewegungsspezifisch ist.

11.3 Implikationen der Resultate für die Sportpraxis unter Berücksichtigung der bekannten Risikofaktoren

Im Folgenden werden, basierend auf den Ergebnissen der vier Studien, Empfehlungen für den Trainingsalltag jugendlicher und erwachsener Fußballspieler abgeleitet. In Kapitel 2.2 wurden zwei beeinflussbare Risikofaktoren genannt, die bereits in mehreren Studien identifiziert wurden: Es handelt sich dabei um eine reduzierte Hüftbeweglichkeit sowie eine reduzierte Kraftfähigkeit der Adduktorenmuskulatur [1, 27]. Warum reduzierte Hüft-

³Gruppennamen in Anlehnung an Studie IV. PRE steht für: errechnete Zeit bis PHV >0,5 Jahre. MID steht für: errechnete Zeit bis oder seit PHV <0,5 Jahre.

beweglichkeit und Adduktorenkraft das Risiko erhöhen, wird durch die Ergebnisse aus der ersten und dritten Studie klar: Adduktor Longus und Gracilis arbeiten häufig in stark gedecktem Zustand und dies zudem exzentrisch. Die exzentrische Arbeit erhöht die im Muskel auftretende Kraft durch die Dehnung passiver Elemente zusätzlich, wodurch häufig kritische Muskellängen entstehen. Dies kann durch eine muskulär bedingte verringerte Hüftbeweglichkeit noch verstärkt werden. Unter der Annahme, dass verkürzte und nicht-verkürzte Muskulatur über gleiche Materialeigenschaften verfügt, erreichen verkürzte Muskeln bereits früher ihre Streckgrenze. Somit wird auch der für Verletzungen kritische Bereich früher erreicht, was eine gute Beweglichkeit aus präventiver Sicht unverzichtbar macht. Dies gilt sowohl für eingelenkige als auch zweigelenkige Muskeln. Bei letzteren besteht die Möglichkeit, muskuläre Spannung an einem Gelenk durch Bewegung im zweiten Gelenk zu reduzieren. Allerdings kann auch der umgekehrte Fall eintreten und es kommt zu starken Spannungen an beiden Gelenken, wodurch die Streckgrenze bereits erreicht wird, ohne dass beide Gelenke das volle Bewegungsausmaß nutzen. Eine gute Beweglichkeit ist somit in jedem Fall von Vorteil. Das Vorliegen eines Adduktorenkraftdefizits ist auf ähnliche Weise problematisch. In diesem Fall erreichen die Muskeln deutlich früher die Grenze ihrer maximalen Kraftfähigkeit. Im Falle konzentrischer Kontraktionen wäre dadurch lediglich die maximale Winkelgeschwindigkeit beeinflusst. Bei einer exzentrischen Kontraktion geht die Energie, die nicht mehr von der Muskulatur abgebaut werden kann, auf die passiven Elemente im Muskel über, wodurch Überbeanspruchung wahrscheinlich wird.

Bei erwachsenen Spielern muss der Hinweis an die Sportpraxis daher lauten, aktiv an den identifizierten Risikofaktoren zu arbeiten und sowohl die Hüftbeweglichkeit, als auch die Adduktorenkraft der Spieler zu trainieren. Im Falle der Adduktorenkraft scheint auf Grund der vielen exzentrischen Phasen bei Richtungswechseln und Pässen ein exzentrisches Training sehr sinnvoll. Einen Anfang hierzu bildet beispielsweise die *Copenhagen adduction exercise*, für die bereits ein positiver Effekt auf die exzentrische Adduktorenkraft und die Verletzungszahlen nachgewiesen wurde [72, 73]. Allerdings scheint die Ak-

zeptanz dieser Übung unter den Fußballspielern nach anfänglicher Begeisterung schnell nachzulassen [74].

Bei Nachwuchsspielern hingegen ist die Sache differenzierter zu betrachten: Die vorliegende Arbeit deutet darauf hin, dass der Eintritt in den pubertären Wachstumsschub ein weiterer Risikofaktor ist. Zwar kann der Wachstumsschub selbst nicht beeinflusst werden, dennoch gibt es verschiedene Möglichkeiten, das hieraus resultierende Risiko zu erkennen und abzumildern: Erstens ist grundsätzlich eine simple Kontrolle der körperlichen Entwicklung bei Nachwuchsathleten zu empfehlen. Studie II hat gezeigt, dass die Beinmasse ein guter Indikator für plötzlich steigende Segmentträgheiten und Adduktorenkräfte ist. Da die Masse, wie oben diskutiert, stark von der Segmentlänge abhängt, sollte sogar eine regelmäßige Kontrolle der Körpergröße ausreichend sein, um kritische Phasen des schnellen Wachstums zu erkennen. Die hier gewonnenen Erkenntnisse lassen es als sinnvoll erscheinen, die Belastung für die betroffenen Spieler, innerhalb dieser Phase und auch im Anschluss, zumindest nicht zu erhöhen. Falls möglich, sollte sogar eine Reduzierung erfolgen, um frühzeitige Verletzungen weitestgehend zu vermeiden.

Zweitens erscheint es sinnvoll, die Muskulatur bereits vor der Pubertät auf die steigende Beanspruchung durch den Wachstumsschub vorzubereiten. Hierfür empfiehlt sich der Einstieg in leichtes Athletiktraining unter Hinzunahme der oben genannten Übung mit deutlichem zeitlichen Abstand zur Pubertät. Es kann hypotetisiert werden, dass dies zu einer Verschiebung der türkisen Muskelkraftkurve aus Abb. 11.1 (S. 73) in positiver vertikaler Richtung führen würde. In Abb. 11.2 (S. 79) wird die Wirkung eines solchen Trainings auf die Kurvenverläufe des Verletzungsrisikos und der Muskelkraft dargestellt. Die vertikale Kurvenverschiebung entspräche einer teilweisen Vorwegnahme des wachstumsbedingten Kraftanstieges. Einerseits würde der rötlich eingefärbte Bereich dadurch schmäler werden, wodurch die Beanspruchung der Muskulatur im Wachstum geringer würde. Andererseits erhielten die Sehnen hierdurch eine längere Anpassungsdauer. Als Resultat würde sich die Kurve, welche das Verletzungsrisiko repräsentiert (rot), abflachen und es dementsprechend seltener zu Verletzungen kommen (Abb. 11.2, S. 79).

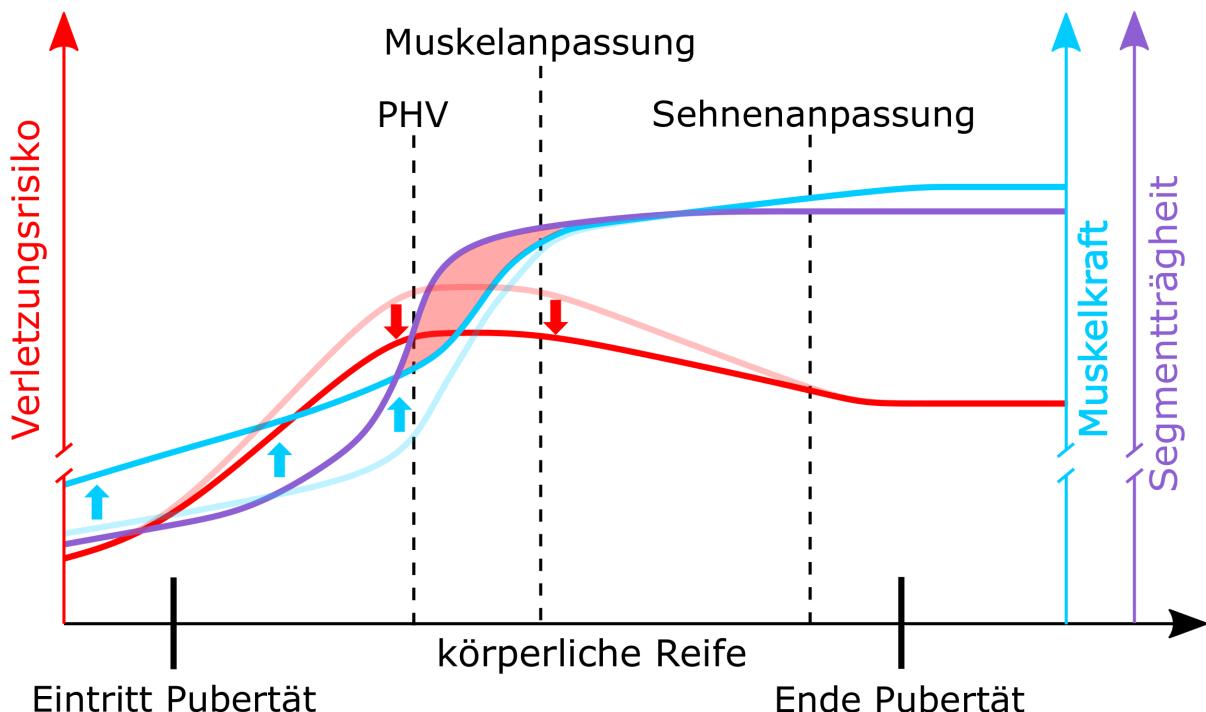


Abbildung 11.2: Schematischer Verlauf des Verletzungsrisikos während der körperlichen Entwicklung wenn vorbereitendes Krafttraining eingesetzt wurde. Hierbei handelt es sich um eine qualitative Darstellung die auf Erkenntnissen der vorliegenden Arbeit und der vorhandenen Literatur basiert. Durch Training befindet sich die Muskulatur bereits vor dem Wachstumsschub auf einem höheren Kraftniveau (türkise Linie). Die rote Linie stellt den Verlauf des Verletzungsrisikos dar, der hier abgeflacht ist als noch in Abb. 11.1. Der rötlich schattierte Bereich verdeutlicht die verzögerte Anpassung der Muskulatur und ist hier kleiner als zuvor. Lila beschreibt den nicht beeinflussbaren Verlauf der Segmentträgheit. Die ursprünglichen Linien der Muskelkraft und des Verletzungsrisikos sind schattiert dargestellt.

11.4 Limitationen

Die in dieser Arbeit vorgestellten Studien weisen verschiedene Limitationen auf, die im Folgenden diskutiert werden. Allerdings sollen hier nur die studienübergreifenden Limitationen diskutiert werden. Die spezifischen Limitationen jeder Studie sind in den entsprechenden Artikeln aufgeführt.

Die 3D-Bewegungsanalyse, wie sie in allen vier Studien durchgeführt wurde, bringt gleich mehrere Limitationen mit sich: So kann grundsätzlich nicht ausgeschlossen werden, dass das Aufkleben von Markern die Probanden in ihrer natürlichen Bewegungsausführung beeinflusst hat und die Ergebnisse somit nicht die eigentliche Bewegung darstellen. Allerdings wurde in allen Studien eine möglichst geringe Markergröße genutzt. Weiterhin war

der zeitliche Abstand zwischen Anbringen der Marker und Messbeginn in jeder Studie groß genug, damit die Teilnehmer sich an die Marker auf der Haut gewöhnen konnten. Ein weiteres Problem stellen *soft tissue artifacts*, also Bewegungen der Marker auf der Haut dar. Besonders bei dynamischen Bewegungen, wie den hier untersuchten Richtungswechseln und Passbewegungen, kann es zu Verschiebungen der Marker im Verhältnis zu ihrem anatomischen Referenzpunkt kommen. Diesem Problem wurde allerdings mit digitalen Filtern begegnet, deren Eigenschaften der jeweiligen Bewegung angepasst wurden und sich an publizierten Methoden orientierten [53, 75]. Gelenkendstellungen, welche ebenfalls zu starken Markerverschiebungen führen können, traten bei den untersuchten Bewegungen nicht auf. Dadurch ist davon auszugehen, dass eventuell in den Daten verbliebene Fehler die Ergebnisse nicht relevant beeinflusst haben.

In den Studien II und IV wurde jeweils ein Querschnittsdesign gewählt, um Effekte der körperlichen Entwicklung bei Nachwuchsspielern zu untersuchen. Idealerweise wären die entsprechenden Fragestellungen mit einem Längsschnitt-Design untersucht worden, da die beobachteten Effekte dadurch am präzisesten auf die tatsächliche Entwicklung der individuellen Teilnehmer zurückzuführen wären. Längsschnittstudien bedeuten allerdings auch einen ungeheuren Aufwand, der in Anbetracht der dünnen Literaturlage zu diesem Sachverhalt unverhältnismäßig gewesen wäre. Daher wurden Querschnittsdesigns gewählt um mit den beiden Studien einen eventuellen weiteren Forschungsbedarf zu ermitteln. Beide Studien geben wichtige Hinweise auf die Effekte, welche die körperliche Entwicklung und das Wachstum auf Bewegungstechniken und das Verletzungsrisiko haben. Somit ebnen diese Studien den Weg für detailliertere Längsschnittstudien.

Dass alle Probanden männlich waren, schränkt die Generalisierbarkeit der Ergebnisse ein. Die Literaturlage zur Anfälligkeit weiblicher Athleten gegenüber Leistenverletzungen zeigt, dass Frauen seltener betroffen sind als Männer [29, 76]. Erklärungsansätze gibt es hierfür bisher nicht, wodurch sich direkt die Frage ergibt, ob Frauen gegebenenfalls Bewegungsmuster anwenden, die zu weniger Beanspruchung der Leistenregion führen. Im

Bereich der leistenspezifischen Verletzungsinzidenz im Jugendalter gibt es hierzu bisher keinerlei Erkenntnisse, was den Bedarf an Studien in diesem Bereich offensichtlich macht.

11.5 Ausblick

Die vorliegende Arbeit konnte zwei Wissenslücken schließen: Einerseits wurde dargestellt, inwiefern Pässe und Richtungswechsel das Verletzungsrisiko bei Leistenverletzungen erhöhen, andererseits, wie das Verletzungsrisiko durch das pubertäre Wachstum zusätzlich beeinflusst wird. Allerdings hat die Arbeit auch zwei neue Fragen aufgeworfen: Erstens könnte es möglich sein, dass es beim Passen und dem Richtungswechsel unterschiedliche Bewegungsausführungen gibt, welche die Adduktoren verschieden stark beanspruchen. In Bezug auf Kreuzbandrupturen konnten Untersuchungen von Richtungswechseln zeigen, dass es unterschiedliche Bewegungsstrategien gibt, die sich auch in ihrem Risiko für Kreuzbandverletzungen unterscheiden [53, 77]. Die zwei gefundenen Strategien sind vor allem durch einen unterschiedlichen Fußaufsatz und damit verbundene unterschiedliche Vororientierungen verbunden. Eine Strategie mit Vorfußaufsatz, kombiniert mit einer starken Vororientierung, zeigt dabei eine risikoärmere Kinematik als eine Strategie, bei der ohne Vororientierung mit dem Rückfuß aufgesetzt wird. Interessant ist die Frage, ob sich diese Strategien auch auf die aufgezeigten Risikofaktoren für Leistenverletzungen auswirken. So scheint es wahrscheinlich, dass eine Strategie mit stärkerer Vororientierung, wie sie bei David et al. [53] beschrieben wurde, zu einer geringeren Abduktion des Hüftgelenks und somit weniger Dehnung der Adduktorenmuskulatur führt. Franklyn-Miller et al. [37] konnten zeigen, dass es bei Richtungswechseln auch am Hüftgelenk unterschiedliche Bewegungsstrategien gibt. Allerdings wurde dies nur an Personen untersucht, welche bereits unter Leistungsschmerz litten. Somit konnte nicht dargelegt werden, ob Leistungsschmerz durch bestimmte Strategien verursacht wird. Keinerlei Erkenntnisse in dieser Hinsicht gibt es bislang für das Passen. Somit scheint die Erforschung der Bewegungstechniken, bei solchen und möglichen anderen Risikobewegungen, ein vielversprechender

Frontalebene Hüftgelenk

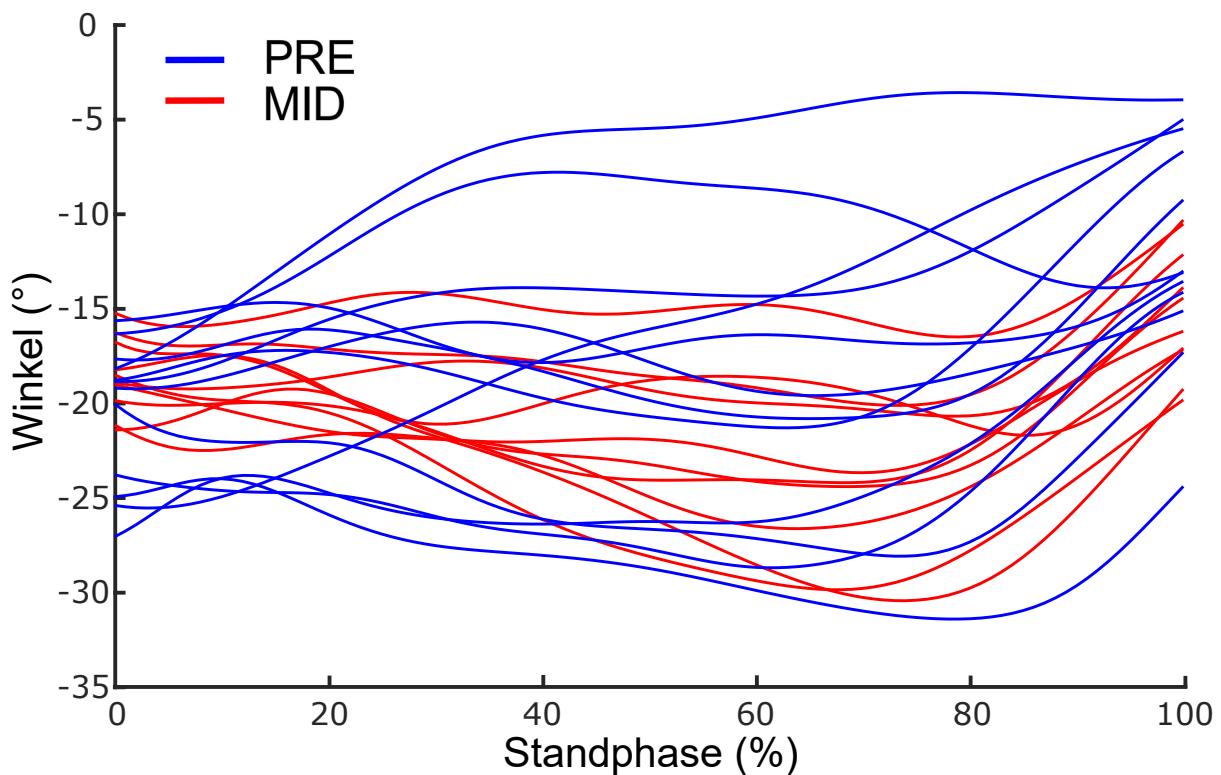


Abbildung 11.3: Individuelle Hüftabduktionsverläufe von Nachwuchsspielern beim Richtungswechsel basierend auf den Daten der vierten Studie. Jeder Verlauf stellt einen probandenspezifischen Mittelwert dar. Rote Verläufe sind von Probanden die der MID-Gruppe zugeordnet waren und blaue Verläufe stammen von Probanden die der PRE-Gruppe zugeordnet waren. Negative Werte auf der Y-Achse entsprechen Hüftabduktion. Die Verläufe wurden auf die Standphase zeitnormalisiert.

Weg zu sein. Erkenntnisse hieraus könnten über das Techniktraining zur Verletzungsprävention genutzt werden.

Zweitens konnte die Arbeit im Bereich des jugendlichen Wachstums nicht abschließend klären, welchen Einfluss das Wachstum allgemein und speziell die PHV auf die Bewegungstechnik hat. Neben den oben diskutierten Einflüssen des Wachstums ist es auch möglich, dass dieses in Zusammenhang mit anderen Faktoren, wie beispielsweise dem Geschlecht, für intra-individuelle Unterschiede sorgt, welche auf der inter-individuellen Ebene im Mittelwert verschwinden. Betrachtet man zum Beispiel die individuellen Hüftadduktionswinkelverläufe aller Probanden aus der vierten Studie (Abb. 11.3), so fällt auf, dass es innerhalb der PRE-Gruppe⁴ eine deutlich größere Varianz zwischen den individuellen

⁴Gruppennamen in Anlehnung an Studie IV. PRE steht für: errechnete Zeit bis PHV >0,5 Jahre. MID steht für: errechnete Zeit bis oder seit PHV <0,5 Jahre.

Verläufen gibt. Innerhalb der MID-Gruppe hingegen sind die Verläufe deutlich homogener. Hier sind Längsschnittstudien nötig, in welchen die Teilnehmer mehrmals im Jahr getestet werden. Nur so lassen sich intra-individuelle Unterschiede identifizieren, die möglicherweise nur kurz durch die schnellen Änderungen der Körperproportionen auftreten.

Auf der folgenden Seite sind abschließend nochmals die Kernaussagen der Studien zusammen gefasst, die auf die hier dargestellten Implikationen für weitere Forschungen hinauslaufen (Abb. 11.4, S. 84).

1. Zeigen die Kinematik und Kinetik von Richtungswechseln und Schussbewegungen Hinweise auf einen möglichen Verletzungsmechanismus für Leistenverletzungen?

Studie I

Passen erzeugt hohen Muskelstress in Adduktoren

Passen erfordert exzentrische Kontraktionen der Adduktoren

Kombination aus Stress, exzentrischer Kontraktion und hohen Wiederholungszahlen steigert das Risiko für Leistenverletzung

Studie III

Höhere Beanspruchung der Adduktoren beim Richtungswechsel verglichen mit Passspiel

Auch Richtungswechsel erfordern längere Phasen exzentrischer Kontraktion der Adduktoren

Fazit

Richtungswechsel und Pässe erhöhen das Risiko für Leistenverletzungen

2.1 Ist der Anstieg der Verletzungsinzidenz bei Kindern und Jugendlichen während der Pubertät durch Änderungen in der Bewegungstechnik, in diesem Fall bei Richtungswechsel und Schussbewegungen, begründet?

Studie II

Pubertäres Wachstum bewirkt schnellen Anstieg der für die Passbewegung benötigten Kräfte, ausgelöst durch schnelle Zunahme der Segmentträgheiten

Verringerte Winkelgeschwindigkeiten deuten darauf hin, dass Muskulatur nicht schnell genug adaptieren kann

Während Wachstumsphasen keine Erhöhungen der Belastung vornehmen, stattdessen adduktorenspezifisches Krafttraining zur Vorbereitung vor pubertären Wachstum

Identifizierung des Wachstumsschubs durch Nachverfolgung der Oberschenkelmasse

Fazit

Durch schnelles Wachstum in der Pubertät erhöht sich das Verletzungsrisiko

Forschungsperspektive

Gibt es Bewegungstechniken, welche die Beanspruchung der Adduktorenmuskulatur verringern?

Sind von der PHV hervorgerufene Technikänderungen möglicherweise nur intra-individuell?

2.2 Werden Technikänderungen durch die sich schnell ändernden Verhältnisse in der Anthropometrie während der PHV hervorgerufen und wird dadurch das Auftreten von Leistenverletzungen begünstigt?

Studie IV

Geringe Änderungen in den Bewegungstechniken am Hüftgelenk. Allerdings höhere Belastung der Adduktoren in älterer Gruppe. Demnach erhöht die PHV das Leistenverletzungsrisiko bei Richtungswechseln

Bewegungen mit offener kinematischer Kette werden anders von PHV beeinflusst als solche mit geschlossener Kette

12 Kurzzusammenfassung

Leistenverletzungen stellen in vielen Sportarten, aber besonders im Fußball ein großes Problem dar. Trotzdem sind die Ursachen nur unzureichend erforscht. Ähnlich verhält es sich mit der plötzlichen Zunahme der Verletzungszahlen bei Nachwuchsathleten während der Pubertät. Beide Wissenslücken sollten von der vorliegenden Arbeit geschlossen werden. Dafür wurden vier Studien mit insgesamt 105 Teilnehmern durchgeführt. 3D-Bewegungsanalyse, in Kombination mit Muskel-Skelett-Modellierung, bildeten den Kern der Methodik und wurden zum Teil durch EMG oder Dynamometrie ergänzt. Die Studien I und III zeigten, dass Passspiel und Richtungswechsel das Risiko erhöhen, eine Leistenverletzung zu erleiden. Verantwortlich dafür sind in beiden Bewegungen ausgedehnte Phasen exzentrischer Kontraktion, zum Teil in Kombination mit schneller Muskellängung. In der zweiten und vierten Studie zeigte sich, dass das Wachstum in der Pubertät das Leistenverletzungsrisiko allgemein, aber auch spezifisch, für die beiden zuvor untersuchten Bewegungen erhöht. Zwischen den verschiedenen Altersgruppen in Studie II, stieg die für den Pass benötigte Kraft rapide an. Ausgelöst wird dies durch eine schnelle Zunahme der Segmentträgheit während des jugendlichen Wachstumsschubes. Diesem schnellen Anstieg kann sich das Muskelskelettsystem nicht schnell genug anpassen und ist für die Dauer der Anpassung einem erhöhten Verletzungsrisiko ausgesetzt. Unklar bleibt, ob die Phase des schnellsten Wachstums (PHV) durch eine Beeinflussung von Bewegungstechniken ebenfalls das Verletzungsrisiko erhöht. Zwar zeigte die Studie IV hierauf Hinweise, der genaue Einfluss der PHV blieb jedoch offen. Für die Sportpraxis bedeuten die vorliegenden Ergebnisse, dass Verletzungsprävention in Form von gezieltem Krafttraining der Adduktoren eine größere Rolle spielen sollte. Bei jugendlichen Spielern sollte dies aber gezielt in Vorbereitung auf steigende Beanspruchung während des Wachstumsschubs eingesetzt werden. Von Belastungssteigerungen innerhalb des Wachstumsschubes sollte dringend abgesehen werden, um das Verletzungsrisiko nicht zusätzlich zu steigern.

13 Abstract

Groin injuries are a common problem in many sports and in soccer specifically. Nevertheless, the underlying mechanisms are not well understood. The same is true for the increasing injury incidence, which occurs during the adolescent growth spurt. This work aimed to fill these two knowledge gaps. Therefore, four studies with a total of 105 participants were conducted. 3D motion analysis, combined with musculoskeletal modelling, was used as the main method. Depending on the study specific research questions, this main method was enhanced with other methods like EMG or dynamometry. The studies I and III were able to show that inside passing and changes of direction, both contribute to the risk of suffering a groin injury. Responsible for this are high amounts of eccentric contraction during both movements, sometimes combined with fast muscle lengthening. In the second and fourth study, it was shown that the growth during puberty increases the injury risk in general, but also specifically for the two previously investigated movements. Between the age groups of study II, the force needed to perform an inside pass, increased rapidly. This is triggered by a fast increase of the bodysegements' inertial properties during the adolescent growth spurt. The musculoskeletal system is not able to adapt to this increase appropriately and is therefore more susceptible to injuries during the adaptation process. However, it remains unclear if the phase of the fastest growth PHV additionally increases the injury risk due to changes in movement techniques. Although study IV found evidence towards this idea, the actual influence of PHV remains unanswered. Regarding the sport practice, the results indicate that injury prevention for adults in the form of specific strength of the adductor muscles is needed and should play a bigger part during training. In adolescent training this has to be treated with caution. Here, strength training should be used to prepare the athletes towards the increasing loads during the adolescent growth spurt. Increasing the training load during the growth spurt is discouraged to avoid an additional increase of the injury risk.

Literaturverzeichnis

- [1] Whittaker, J. L., Small, C., Maffey, L. & Emery, C. A. (2015). Risk factors for groin injury in sport: an updated systematic review. *British journal of sports medicine*, 49(12), 803–809. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094287>
- [2] Ryan, J., DeBurca, N. & Mc Creesh, K. (2014). Risk factors for groin/hip injuries in field-based sports: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 48(14), 1089–1096. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092263>
- [3] Charnock, B. L., Lewis, C. L., Garrett, W. E. & Queen, R. M. (2009). Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports biomechanics*, 8(3), 223–234. <https://doi.org/10.1080/14763140903229500>
- [4] Chaudhari, A. M. W., Jamison, S. T., McNally, M. P., Pan, X. & Schmitt, L. C. (2014). Hip adductor activations during run-to-cut manoeuvres in compression shorts: implications for return to sport after groin injury. *Journal of sports sciences*, 32, 1333–1340. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.889849>
- [5] Backous, D. D., Friedl, K. E., Smith, N. J., Parr, T. J. & Carpine, W. D., JR. (1988). Soccer injuries and their relation to physical maturity. *American journal of diseases of children (1960)*, 142(8), 839–842. <https://doi.org/10.1001/archpedi.1988.02150080045019>
- [6] Caine, D., Maffulli, N. & Caine, C. (2008). Epidemiology of Injury in Child and Adolescent Sports: Injury Rates, Risk Factors, and Prevention. *Clinics in Sports Medicine*, 27(1), 19–50. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2007.10.008>
- [7] Froholdt, A., Olsen, O. E. & Bahr, R. (2009). Low risk of injuries among children playing organized soccer: a prospective cohort study. *The American journal of sports medicine*, 37(6), 1155–1160. <https://doi.org/10.1177/0363546508330132>

- [8] Philippaerts, R. M., Vaeyens, R., Janssens, M., Van Renterghem, B., Matthys, D., Craen, R., Bourgois, J., Vrijens, J., Beunen, G. & Malina, R. M. (2006). The relationship between peak height velocity and physical performance in youth soccer players. *Journal of sports sciences*, 24(3), 221–230. <https://doi.org/10.1080/02640410500189371>
- [9] Maffey, L. & Emery, C. (2007). What are the risk factors for groin strain injury in sport? A systematic review of the literature. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 37, 881–894. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737100-00004>
- [10] Weir, A., Brukner, P., Delahunt, E., Ekstrand, J., Griffin, D., Khan, K. M., Lovell, G., Meyers, W. C., Muschawreck, U., Orchard, J., Paajanen, H., Philippon, M., Reboul, G., Robinson, P., Schache, A. G., Schilders, E., Serner, A., Silvers, H., Thorborg, K., ... Hölmich, P. (2015). Doha agreement meeting on terminology and definitions in groin pain in athletes. *British journal of sports medicine*, 49, 768–774. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094869>
- [11] Arnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *The American journal of sports medicine*, 32(1 Suppl), 5S–16S. <https://doi.org/10.1177/0363546503258912>
- [12] Lorenzon, R., Wedrèn, H. & Pietilä, T. (1988). Incidence, nature, and causes of ice hockey injuries. A three-year prospective study of a Swedish elite ice hockey team. *Am J Sports Med*, 16(4), 392–396. <https://doi.org/10.1177/036354658801600415>
- [13] Orchard, J., Wood, T., Seward, H. & Broad, A. (1998). Comparison of injuries in elite senior and junior Australian football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 1(2), 83–88. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(98\)80016-9](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(98)80016-9)
- [14] Hölmich, P., Thorborg, K., Dehlendorff, C., Krogsgaard, K. & Gluud, C. (2014). Incidence and clinical presentation of groin injuries in sub-elite male soccer. *British journal of sports medicine*, 48(16), 1245–1250. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092627>

- [15] Waldén, M., Häggglund, M. & Ekstrand, J. (2015). The epidemiology of groin injury in senior football: A systematic review of prospective studies. *British Journal of Sports Medicine*, 49(12), 792–797. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094705>
- [16] Langhout, R., Weir, A., Litjes, W., Gozelinc, M., Stubbe, J. H., Kerkhoffs, G. & Tak, I. (2019). Hip and groin injury is the most common non-time-loss injury in female amateur football. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 27, 3133–3141. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4996-1>
- [17] Engebretsen, A. H., Myklebust, G., Holme, I., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2010). Intrinsic risk factors for groin injuries among male soccer players: A prospective cohort study. *The American journal of sports medicine*, 38(10), 2051–2057. <https://doi.org/10.1177/0363546510375544>
- [18] Tak, I., Glasgow, P., Langhout, R., Weir, A., Kerkhoffs, G. & Agricola, R. (2016). Hip Range of Motion Is Lower in Professional Soccer Players With Hip and Groin Symptoms or Previous Injuries, Independent of Cam Deformities. *The American journal of sports medicine*, 44(3), 682–688. <https://doi.org/10.1177/0363546515617747>
- [19] Harøy, J., Clarsen, B., Thorborg, K., Hölmich, P., Bahr, R. & Andersen, T. E. (2017a). Groin Problems in Male Soccer Players Are More Common Than Previously Reported. *The American journal of sports medicine*, 45(6), 1304–1308. <https://doi.org/10.1177/0363546516687539>
- [20] Fünten, K. a. d., Faude, O., Lensch, J. & Meyer, T. (2014). Injury characteristics in the German professional male soccer leagues after a shortened winter break. *Journal of athletic training*, 49(6), 786–793. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.51>
- [21] Waldén, M., Häggglund, M. & Ekstrand, J. (2005). Injuries in Swedish elite football—a prospective study on injury definitions, risk for injury and injury pattern

- during 2001. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 15(2), 118–125. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00393.x>
- [22] Ekstrand, J., Häggglund, M. & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American journal of sports medicine*, 39(6), 1226–1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>
- [23] Lewin, G. (1989). The Incidence of Injury in an English Professional Soccer Club During One Competitive Season. *Physiotherapy*, 75(10), 601–605. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)62366-8](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)62366-8)
- [24] Ekstrand, J., Häggglund, M., Kristenson, K., Magnusson, H. & Waldén, M. (2013). Fewer ligament injuries but no preventive effect on muscle injuries and severe injuries: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *British journal of sports medicine*, 47(12), 732–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092394>
- [25] Häggglund, M., Waldén, M., Magnusson, H., Kristenson, K., Bengtsson, H. & Ekstrand, J. (2013). Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *British journal of sports medicine*, 47(12), 738–742. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092215>
- [26] Verrall, G. M., Slavotinek, J. P., Barnes, P. G., Esterman, A., Oakeshott, R. D. & Spriggins, A. J. (2007). Hip joint range of motion restriction precedes athletic chronic groin injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(6), 463–466. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.11.006>
- [27] Tak, I., Engelaar, L., Gouttebarge, V., Barendrecht, M., den Heuvel, S. V., Kerkhoffs, G., Langhout, R., Stubbe, J. & Weir, A. (2017). Is lower hip range of motion a risk factor for groin pain in athletes? A systematic review with clinical applications. *British Journal of Sports Medicine*, 51(22), 1611–1621. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096619>

- [28] Anderson, K., Strickland, S. M. & Warren, R. (2001). Hip and groin injuries in athletes. *The American journal of sports medicine*, 29(4), 521–533. <https://doi.org/10.1177/03635465010290042501>
- [29] Orchard, J. W. (2015). Men at higher risk of groin injuries in elite team sports: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 49, 798–802. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094272>
- [30] Serner, A., Weir, A., Tol, J. L., Thorborg, K., Roemer, F., Guermazi, A., Yamashiro, E. & Hölmich, P. (2018). Characteristics of acute groin injuries in the adductor muscles: A detailed MRI study in athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(2), 667–676. <https://doi.org/10.1111/sms.12936>
- [31] Serner, A., Tol, J. L., Jomaah, N., Weir, A., Whiteley, R., Thorborg, K., Robinson, M. & Hölmich, P. (2015). Diagnosis of acute groin injuries: a prospective study of 110 athletes. *The American journal of sports medicine*, 43(8), 1857–1864. <https://doi.org/10.1177/0363546515585123>
- [32] Omar, I. M., Zoga, A. C., Kavanagh, E. C., Koulouris, G., Bergin, D., Gopez, A. G., Morrison, W. B. & Meyers, W. C. (2008). Athletic pubalgia and "sports hernia": optimal MR imaging technique and findings. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 28(5), 1415–1438. <https://doi.org/10.1148/rg.285075217>
- [33] Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S. & Williams, R. J. (2007). Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 37(5), 260–268. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2255>
- [34] Garrett JR., W. E. (1990). Muscle strain injuries: Clinical and basic aspects. *Medicine and science in sports and exercise*, 22(4), 436–443. <https://doi.org/10.1249/00005768-199008000-00003>
- [35] Pappalardo, L., Cintia, P., Rossi, A., Massucco, E., Ferragina, P., Pedreschi, D. & Giannotti, F. (2019). A public data set of spatio-temporal match events in soccer

- competitions. *Scientific data*, 6(236), 1–15. <https://doi.org/10.1038/s41597-019-0247-7>
- [36] Edwards, S., Brooke, H. C. & Cook, J. L. (2017). Distinct cut task strategy in Australian football players with a history of groin pain. *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 23, 58–66. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.07.005>
- [37] Franklyn-Miller, A., Richter, C., King, E., Gore, S., Moran, K., Strike, S. & Falvey, E. C. (2017). Athletic groin pain (part 2): a prospective cohort study on the biomechanical evaluation of change of direction identifies three clusters of movement patterns. *British journal of sports medicine*, 51(5), 460–468. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096050>
- [38] Belechri, M., Petridou, E., Kedikoglou, S., Trichopoulos, D. & Group, S. I. E. U. (2001). Sports injuries among children in six European union countries. *European journal of epidemiology*, 17, 1005–1012. <https://doi.org/10.1023/a:1020078522493>
- [39] Rössler, R., Junge, A., Chomiak, J., Dvorak, J. & Faude, O. (2016). Soccer injuries in players aged 7 to 12 years: a descriptive epidemiological study over 2 seasons. *The American journal of sports medicine*, 44(2), 309–317. <https://doi.org/10.1177/0363546515614816>
- [40] Emery, C. A. (2003). Risk factors for injury in child and adolescent sport: a systematic review of the literature. *Clinical journal of sport medicine*, 13(4), 256–268. <https://doi.org/10.1097/00042752-200307000-00011>
- [41] Backx, F. J., Erich, W. B., Kemper, A. B. & Verbeek, A. L. (1989). Sports injuries in school-aged children. An epidemiologic study. *The American journal of sports medicine*, 17(2), 234–240. <https://doi.org/10.1177/036354658901700214>
- [42] Shea, K. G., Pfeiffer, R., Wang, J. H., Curtin, M. & Apel, P. J. (2004). Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: an analysis of insurance data. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 24(6), 623–628. <https://doi.org/10.1097/00004694-200411000-00005>

- [43] Materne, O., Farooq, A., Johnson, A., Greig, M. & McNaughton, L. (2015). Relationship between injuries and somatic maturation in highly trained youth soccer players. In T. Favero, B. Drust & B. Dawson (Hrsg.), *International Research in Science and Soccer II* (S. 182–198). Routledge.
- [44] Volpi, P., Pozzoni, R. & Galli, M. (2003). The major traumas in youth football. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 11(6), 399–402. <https://doi.org/10.1007/s00167-003-0343-1>
- [45] Iuliano-Burns, S., Mirwald, R. L. & Bailey, D. A. (2001). Timing and magnitude of peak height velocity and peak tissue velocities for early, average, and late maturing boys and girls. *American journal of human biology : the official journal of the Human Biology Council*, 13, 1–8. [https://doi.org/10.1002/1520-6300\(200101/02\)13:1<1::AID-AJHB1000>3.0.CO;2-S](https://doi.org/10.1002/1520-6300(200101/02)13:1<1::AID-AJHB1000>3.0.CO;2-S)
- [46] Cameron, N., Tanner, J. & Whitehouse, R. (1982). A longitudinal analysis of the growth of limb segments in adolescence. *Annals of Human Biology*, 9(3), 211–220. <https://doi.org/10.1080/03014468200005701>
- [47] Rommers, N., Rössler, R., Goossens, L., Vaeyens, R., Lenoir, M., Witvrouw, E. & D'Hondt, E. (2020). Risk of acute and overuse injuries in youth elite soccer players: Body size and growth matter. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(3), 246–251. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.10.001](https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.10.001)
- [48] Bestandserhebung 2019. (2019). Deutscher Olympischer Sportbund e. V. https://cdn.dosb.de/user_upload/www.dosb.de/medien/BE/BE-Heft_2019.pdf
- [49] Saal, C., Krug, J., Zinner, J. & Mayer, J. (2015). Footbonaut: ein innovatives Mess- und Informationssystem im Fußball. *Leistungssport*, 45(1), 13–19.
- [50] Klein Horsman, M. D., Koopman, H. F. J. M., van der Helm, F. C. T., Poliacu Prosé, L. & Veeger, H. E. J. (2007). Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clinical biomechanics*, 22(2), 239–247. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.10.003>

- [51] Lund, M. E., Andersen, M. S., de Zee, M. & Rasmussen, J. (2015). Scaling of musculoskeletal models from static and dynamic trials. *International Biomechanics*, 2(1), 1–11. <https://doi.org/10.1080/23335432.2014.993706>
- [52] Dupré, T., Dietzsch, M., Komnik, I., Potthast, W. & David, S. (2019). Agreement of measured and calculated muscle activity during highly dynamic movements modelled with a spherical knee joint. *Journal of Biomechanics*, 84, 73–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.013>
- [53] David, S., Komnik, I., Peters, M., Funken, J. & Potthast, W. (2017). Identification and risk estimation of movement strategies during cutting maneuvers. *Journal of science and medicine in sport*, 20(12), 1075–1080. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.011>
- [54] Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. & Hägg, G. (1999). *European recommendations for surface electromyography* (H. J. Hermens, Hrsg.). Roessingh Research; Development.
- [55] Watanabe, K., Katayama, K., Ishida, K. & Akima, H. (2009). Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. *European journal of applied physiology*, 106, 815–825. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1086-6>
- [56] Dupré, T., Funken, J., Müller, R., Mortensen, K. R. L., Lysdal, F. G., Braun, M., Krahl, H. & Potthast, W. (2018). Does inside passing contribute to the high incidence of groin injuries in soccer? A biomechanical analysis. *Journal of sports sciences*, 36(16), 1827–1835. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1423193>
- [57] Dupré, T., Lysdal, F. G., Funken, J., Mortensen, K. R. L., Müller, R., Mayer, J., Krahl, H. & Potthast, W. (2020). Groin injuries in soccer: Investigating the effect of age on adductor muscle forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(6), 1330–1337. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002243>
- [58] Dupré, T., Tryba, J. & Potthast, W. (2021). Muscle activity of cutting manoeuvres and soccer inside passing suggests an increased groin injury risk during these

- movements. *Scientific Reports*, 11(7223 (2021)). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-86666-5>
- [59] Dupré, T. & Potthast, W. (2020). Groin injury risk of pubertal soccer players increases during peak height velocity due to changes in movement techniques. *Journal of Sport Sciences*, 38(23), 2661–2669. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1794769>
- [60] Serner, A., Mosler, A. B., Tol, J. L., Bahr, R. & Weir, A. (2019). Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. *British journal of sports medicine*, 53, 158–164. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099246>
- [61] LaStayo, P. C., Woolf, J. M., Lewek, M. D., Snyder-Mackler, L., Reich, T. & Lindstedt, S. L. (2003). Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation, and sport. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(10), 557–571. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.557>
- [62] Schache, A. G., Kim, H.-J., Morgan, D. L. & Pandy, M. G. (2010). Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait & posture*, 32(1), 136–140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.006>
- [63] Rahnama, N., Reilly, T. & Lees, A. (2002). Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British journal of sports medicine*, 36(5), 354–359. <https://doi.org/10.1136/bjsm.36.5.354>
- [64] Pedret, C., Balias, R., Barceló, P., Miguel, M., Lluís, A., Valle, X., Gougoulias, N., Malliaropoulos, N. & Maffulli, N. (2011). Isolated tears of the gracilis muscle. *The American journal of sports medicine*, 39, 1077–1080. <https://doi.org/10.1177/0363546510394436>
- [65] Bult, H. J., Barendrecht, M. & Tak, I. J. R. (2018). Injury Risk and Injury Burden Are Related to Age Group and Peak Height Velocity Among Talented Male

- Youth Soccer Players. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 6(12), 1–10. <https://doi.org/10.1177/2325967118811042>
- [66] Beunen, G. & Thomis, M. (2000). Muscular strength development in children and adolescents. *Pediatric exercise science*, 12(2), 174–197. <https://doi.org/10.1123/pes.12.2.174>
- [67] Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Boeth, H., Duda, G. & Arampatzis, A. (2014). Evidence of imbalanced adaptation between muscle and tendon in adolescent athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 24(4), e283–e289. <https://doi.org/10.1111/sms.12166>
- [68] Le Gall, F., Carling, C. & Reilly, T. (2007). Biological maturity and injury in elite youth football. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 17(5), 564–572. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00594.x>
- [69] Jensen, R. K. (1987). Growth of estimated segment masses between four and sixteen years. *Human biology*, 59, 173–189.
- [70] Jensen, R. K. (1989). Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *Journal of biomechanics*, 22, 529–536. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90004-3)
- [71] Nunome, H., Ikegami, Y., Kozakai, R., Apriantono, T. & Sano, S. (2006). Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of sports sciences*, 24(5), 529–541. <https://doi.org/10.1080/02640410500298024>
- [72] Harøy, J., Thorborg, K., Serner, A., Bjørkheim, A., Rolstad, L. E., Hölmich, P., Bahr, R. & Andersen, T. E. (2017b). Including the Copenhagen Adduction Exercise in the FIFA 11+ Provides Missing Eccentric Hip Adduction Strength Effect in Male Soccer Players: A Randomized Controlled Trial. *The American journal of sports medicine*, 45, 3052–3059. <https://doi.org/10.1177/0363546517720194>
- [73] Harøy, J., Clarsen, B., Wiger, E. G., Øyen, M. G., Serner, A., Thorborg, K., Hölmich, P., Andersen, T. E. & Bahr, R. (2019). The Adductor Strengthening

- Programme prevents groin problems among male football players: a cluster-randomised controlled trial. *British journal of sports medicine*, 53(3), 150–157. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098937>
- [74] Harøy, J., Wiger, E. G., Bahr, R. & Andersen, T. E. (2019). Implementation of the Adductor Strengthening Programme: Players primed for adoption but reluctant to maintain - A cross-sectional study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 29, 1092–1100. <https://doi.org/10.1111/sms.13444>
- [75] Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y. & Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(12), 2028–2036. <https://doi.org/10.1097/00005768-200212000-00025>
- [76] Le Gall, F., Carling, C. & Reilly, T. (2008). Injuries in young elite female soccer players: an 8-season prospective study. *The American journal of sports medicine*, 36(2), 276–284. <https://doi.org/10.1177/0363546507307866>
- [77] David, S., Mundt, M., Komnik, I. & Potthast, W. (2018). Understanding cutting maneuvers - The mechanical consequence of preparatory strategies and foot strike pattern. *Human movement science*, 62, 202–210. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.005>