

Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball

Eine prospektive Analyse verletzungsrelevanter Risikofaktoren

Kumulative Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.)
in der Fakultät Kunst- und Sportwissenschaften
der Technischen Universität Dortmund

vorgelegt von

Mathias Kolodziej

2023

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	V
Zusammenfassung	VI
1 Einleitung	1
2 Belastungs- und Beanspruchungsprofil im Fußball	4
2.1 Auswirkungen des Belastungs- und Beanspruchungsprofils im Nachwuchsleistungsfußball – die Rolle von Wachstum und Reifung.....	9
2.2 Auswirkungen des Belastungs- und Beanspruchungsprofils im Nachwuchsleistungsfußball – asymmetrische muskuloskelettale Belastung	9
3 Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball	12
3.1 Epidemiologie von Verletzungen im Nachwuchsleistungsfußball	13
3.2 Verletzungssituationen und Verletzungsmechanismen	15
3.3 Identifizierung von Risikofaktoren für Verletzungen der unteren Extremitäten	18
3.3.1 Risiko-Screening: Beschreibung der verschiedenen Testverfahren	19
3.3.2 Risiko-Screening: Testgütekriterien	21
3.3.3 Risiko-Screening: Zusammenhang mit Verletzungen	26
3.3.4 Verletzungsrelevante Risikofaktoren im Nachwuchsfußball.....	27
4 Zusammenfassung des theoretischen Hintergrundes, Kernprobleme und Schlussfolgerungen	34
5 Zentrale Ziel- und Fragestellungen des Forschungsprogramms	36
6 Publikation 1: Identifizierung neuromuskulärer Leistungsparameter als verletzungsrelevante Risikofaktoren	41
7 Publikation 2: Identifizierung biomechanischer Leistungsparameter als verletzungsrelevante Risikofaktoren	55
8 Publikation 3: Prädiktive Modellierung des Verletzungsrisikos der unteren Extremitäten: Ein multifaktorieller Ansatz mittels LASSO- Regression	75

9	Zusammenfassung und Diskussion der zentralen Forschungsergebnisse	88
10	Praxisrelevanz und Ausblick.....	100
	Bibliografische Angaben der Veröffentlichungen	105
	Literaturverzeichnis	106
	Eidesstattliche Versicherung	133

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Komponenten der physischen Leistungsfähigkeit des Fußballspielers.....	5
Abbildung 2:	Theoretisches Model von Faktoren, die mit funktionalen Asymmetrien im Fußball zusammenhängen.....	11
Abbildung 3:	Verletzungsprävention als 4-schrittiger Kreislauf.....	12
Abbildung 4:	Position of no return.....	17
Abbildung 5:	Umfassendes Modell zur Entstehung von Verletzungen	19
Abbildung 6:	Zusammenfassung der methodischen Qualität inkludierter Studien in der systematischen Übersichtsarbeit	24
Abbildung 7:	Hypothetisches hierarchisches Risikomodel für Knie- und Sprunggelenksverletzungen bei Nachwuchsfootballern	28
Abbildung 8:	Grafische Darstellung des Forschungsprogramms zur Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball ausgehend vom konzeptionellen Modell für Verletzungsprävention.....	38
Abbildung 9:	Risikoprofile, die mittels CART-Methode identifiziert wurden und auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeuten.	95
Abbildung 10:	Risikofaktorenmodell zur Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball.....	104

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Übersicht der Gesamtlaufstrecke von Nachwuchsfußballern und erwachsenen Fußballspielern	6
Tabelle 2:	Laufleistung im Wettkampf entsprechend der Altersgruppe	7
Tabelle 3:	Entwicklung der durchschnittlichen Gesamtleistung während eines Fußballspiels.....	8
Tabelle 4:	Zusammenfassung der Studienlage hinsichtlich identifizierter Risikofaktoren im Nachwuchsfußball	29

Zusammenfassung

Die Erforschung von Risikofaktoren für Verletzungen wird sowohl aus theoretischer als auch aus praktischer Perspektive aus zwei Gründen befürwortet: um zu verstehen, warum es zu Verletzungen kommt und um vorherzusagen, wer ein Risiko trägt, eine Verletzung zu erleiden. Insbesondere im Nachwuchsleistungsfußball spielt diese präventive Handlungsstrategie eine bedeutsame Rolle, da diese Population durch die Kombination aus einem unreifen muskuloskelettalen System und dem Belastungsprofil im Fußball besonders anfällig für kontaktlose Verletzungen der unteren Extremitäten ist. Jedoch wurden in der bisherigen Forschung zur Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball überwiegend Messverfahren verwendet, die im Vergleich zu Goldstandardverfahren keine zufriedenstellenden Testgütekriterien aufweisen und deren Zusammenhang zu Verletzungen bisweilen widersprüchlich oder unbekannt ist. Die Zielstellung dieser kumulativen Dissertation bestand daher in der Identifizierung verletzungsrelevanter Risikofaktoren und ihrer Interaktionen im Nachwuchsleistungsfußball mittels laborbasierter biomechanischer Messverfahren einschließlich der Überprüfung ihrer Fähigkeit zur Verletzungsvorhersage.

Die Beantwortung der Frage, warum eine Verletzung auftritt und inwiefern das Zustandekommen einer Verletzung das Ergebnis einer nicht linearen Interaktion zwischen multiplen Risikofaktoren ist, stand am Anfang des Forschungsprogramms. Die Analyse dieses methodischen Ansatzes konnte durch die Erhebung von neuromuskulären und biomechanischen Leistungsparametern einige verletzungsrelevante Risikofaktoren und Risikoprofile identifizieren. Es scheint, dass die Untersuchung der Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen und instabilen Bedingungen, der Kraftfähigkeiten der Oberschenkelmuskulatur sowie der Bewegungsmuster bei der einbeinigen Landung und einem Richtungswechsel einen guten Hinweis auf das Verletzungsrisiko bei Nachwuchsleistungsfußballern ermöglicht. Eine aus der Verwendung der Classification and Regression Tree (CART)-Methode resultierende, wissenschaftliche Neuerkenntnis zeigte, dass sowohl neuromuskuläre als auch biomechanische Risikofaktoren in einem komplexen nicht linearen System ihren Einfluss auf das Verletzungsrisiko teilweise verändern, sobald ein weiterer Risikofaktor auftritt und hierarchisch untergeordnet ist. Die Möglichkeit, das Verletzungsrisiko vorherzusagen, unterscheidet sich methodisch von dem Ansatz der Erklärung, warum eine Verletzung aufgetreten ist.

Aufgrund dieser unterschiedlichen methodischen Herangehensweise hat die prädiktive Modellierung des Verletzungsrisikos das Forschungsprogramm abgeschlossen. Das umfassende laborbasierte Risiko-Screening lieferte eine große Anzahl möglicher Prädiktoren, wodurch die Standardschätzungen der klassischen logistischen Regression oft instabil oder sogar undurchführbar werden (Fall $p > n$). Darüber hinaus treten insbesondere dann, wenn auch multiple Interaktionseffekte der Prädiktoren einbezogen werden, Probleme mit Multikollinearität auf. In diesen Situationen werden Regularisierungstechniken und Methoden zur Variablenselektion relevant. Dank der erstmaligen Verwendung der LASSO-Regression zur Verletzungsvorhersage konnte gezeigt werden, dass die Regularisierung mit diesen Problematiken umgehen kann, sodass mithilfe dieses Ansatzes letztlich ein Vorhersagemodell erstellt werden konnte. Eine geringere Kraftfähigkeit der kniestickehenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise, ein höheres Innenrotationsmoment des Hüftgelenks bei der einbeinigen Landung und eine geringer ausgeprägte Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen erhöhten das zu erwartende Verletzungsrisiko, was die Verletzung als multifaktorielles Ereignis unterstreicht. Die schwache Vorhersagekraft des erstellten Modells deutet jedoch auf die Schwierigkeit der Vorhersage von Verletzungen im Nachwuchsleistungsfußball hin. Nichtsdestotrotz erweitern die Ergebnisse dieses Forschungsprogramms das Wissen über verletzungsrelevante Risikofaktoren und sind ein wertvoller erster Schritt zu einer zuverlässigen Abschätzung des Verletzungsrisikos im Nachwuchsleistungsfußball.

1 Einleitung

Das Fußballspiel hat in den letzten Jahrzehnten einen bedeutsamen Wandel durchgemacht: Es ist dynamischer, intensiver und komplexer geworden. Insbesondere zeigt sich die Entwicklung zu mehr Athletik bei der Betrachtung der physiologischen Anforderungen an Fußballspieler und deren Bewegungsaktivitäten. Aktuelle Untersuchungen legen dar, dass sowohl der Anteil hochintensiver Laufleistung als auch kurzer Sprints bis zu 80 % zugenommen hat (Barnes et al., 2014; Bradley et al., 2016; Vigne et al., 2013; Wehbe et al., 2014). Durch diese Entwicklung und die stetig steigenden Anforderungen birgt das Fußballspiel aber auch ein erhebliches Verletzungsrisiko (Junge & Dvorak, 2004; Peterson et al., 2000; Pfirrmann et al., 2016). Auf der Gegenseite stellt die Verletzungsfreiheit eine wichtige Grundlage für den Mannschaftserfolg im professionellen Fußball dar, sodass eine geringe Verletzungshäufigkeit und somit eine hohe Spielerverfügbarkeit mit besseren Leistungen in Verbindung gebracht wird (Hägglund et al., 2013). Um den Sprung in den professionellen Fußball zu schaffen, absolvieren Nachwuchsleistungsfußballer erhöhte Trainingsvolumina und Trainingsintensitäten, wodurch diese Population auch aufgrund ihres unreifen muskuloskelettalen Systems besonders anfällig für Verletzungen ist (Brink et al., 2010; Le Gall et al., 2007; Malina, 2001; Price et al., 2004). Besonders kontaktfreie Verletzungen des Kapsel-Band-Apparates der Knie- und Sprunggelenke sowie der Muskulatur an Oberschenkel und Hüfte spielen im Nachwuchsleistungsfußball eine bedeutende Rolle (Brito et al., 2012; Deehan et al., 2007; Ergün et al., 2013; Giza & Micheli, 2005; Hawkins et al., 2001; Le Gall et al., 2006; Pfirrmann et al., 2016; Price et al., 2004; Renshaw & Goodwin, 2016). Das Ausmaß dieser Verletzungsproblematik im Nachwuchsleistungsfußball erfordert für eine erfolgreiche und zielgerichtete Verletzungsprävention die Identifizierung von verletzungsrelevanten Risikofaktoren (Bahr, 2016; van Mechelen et al., 1992). Dabei wurde bisher häufig das Ursache-Wirkungs-Paradigma angewandt, das sich auf die Ermittlung des Zusammenhangs zwischen einem einzelnen Risikofaktor und dem Verletzungsergebnis konzentriert (univariabler Ansatz) (Bolling et al., 2018). Die Forschung mit diesem methodischen Ansatz ist wichtig, um zu verstehen, warum eine Verletzung auftritt, und hat bereits einige Indikatoren für ein erhöhtes Verletzungsrisiko identifiziert (Bahr & Holme, 2003; Boden et al., 2010; Engebretsen et al., 2010; Freckleton & Pizzari, 2012; Gribble et al., 2012; Hewett et al., 2005; Kolodziej & Jaitner, 2018; Leetun et al., 2004; McCall et al., 2017; McGuine et al., 2000; Thorborg et al., 2014; Tropp et al., 1984).

Auch wenn eine Verletzung aufgrund eines einzelnen Risikofaktors auftritt, impliziert dieser jedoch nur einen kleinen Teil des Puzzles (Ruddy et al., 2018). Daher stellt das Auftreten einer Verletzung eine komplexe Systemreaktion dar und ist eher das Ergebnis einer nicht linearen Interaktion zwischen mehreren Risikofaktoren (multivariabler Ansatz) (Bahr & Holme, 2003; Bittencourt et al., 2016; Edouard & Ford, 2020; Fonseca et al., 2020; Quatman et al., 2009; Ruddy et al., 2018). Dieser multivariate Ansatz zur Bestimmung von Interaktionen und praxisrelevanten Grenzwerten, um risikobehaftete Spieler von nicht risikobehafteten Spielern zu trennen, ist bisweilen im Nachwuchsleistungsfußball gar nicht bis wenig untersucht (Read et al., 2018). Darüber hinaus hat die Möglichkeit, das Verletzungsrisiko vorherzusagen, in den letzten Jahren nicht nur in der Sportwissenschaft, sondern auch in der Sportindustrie zunehmende Beachtung gefunden (Claudino et al., 2019). In den letzten Jahren wurden in der Forschung zur Vorhersage von Verletzungen fortschrittlichere statistische Ansätze (z. B. überwachtes Lernen) aus dem Bereich der Künstlichen Intelligenz (KI) eingesetzt, um diese schwierige und vielschichtige Aufgabe zu bewältigen (Claudino et al., 2019; Van Eetvelde et al., 2021). Jüngste empirische Untersuchungen haben gezeigt, dass diese Ansätze vielversprechende Ergebnisse bei der Vorhersage von Verletzungen in verschiedenen Sportarten unter Verwendung einer Vielzahl von Variablen liefern können (Claudino et al., 2019). Zwei der vielversprechendsten, aber auch widersprüchlichen Ergebnisse zur Vorhersage des Verletzungsrisikos wurden bei Nachwuchsleistungsfußballern erzielt (Oliver et al., 2020; Rommers et al., 2020). In beiden Studien wurden jedoch feldbasierte und kostengünstige Testverfahren – zusätzlich zu anthropometrischen Messungen – verwendet, deren Messeigenschaften und Zusammenhang zu Verletzungen derzeit begrenzt, widersprüchlich oder unbekannt sind (Hegedus et al., 2015; Hegedus et al., 2014). Des Weiteren wurden nur begrenzt Testverfahren eingesetzt, welche sowohl die wesentlichen Komponenten physischer Leistungsfähigkeit von Nachwuchsleistungsfußballern untersuchen als auch Bewegungsmuster in hochriskanten Verletzungssituationen analysieren. Mit der Einbeziehung dieser verletzungsspezifischen neuromuskulären und biomechanischen Testverfahren können fortschrittlichere statistische Ansätze zur Identifizierung von eher verletzungsspezifischeren Risikofaktoren eingesetzt werden, was für die Modellierung und das Verständnis von Verletzungsrisikoprofilen von Vorteil ist.

Die übergeordnete Zielstellung dieser kumulativen Dissertation besteht daher in der Identifizierung verletzungsrelevanter Risikofaktoren und ihrer Interaktionen im Nachwuchsleistungsfußball mittels laborbasierter biomechanischer Messverfahren einschließlich der Überprüfung ihrer Fähigkeit zur Verletzungsvorhersage. Die Arbeit soll zukünftig dazu beitragen, durch eine

zuverlässige Abschätzung des individuellen Verletzungsrisikos prädisponierte Nachwuchsfußballer frühzeitig zu erkennen, um darauf basierende Präventionsstrategien in der Praxis einzuleiten, die zu einer Modifizierung von Risikofaktoren und somit zu einer Reduktion der Verletzungsinzidenz führen.

2 Belastungs- und Beanspruchungsprofil im Fußball

In den folgenden Kapiteln wird zunächst das fußballspezifische Belastungs- und Beanspruchungsprofil dargestellt, um im Anschluss dessen Auswirkungen auf das muskuloskeletale System von Nachwuchsfußballern zu analysieren. Hierbei wird explizit auf die Rolle von Reife und Wachstum und auf die asymmetrische muskuloskeletale Belastung eingegangen. Darauf aufbauend steht die Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball im Mittelpunkt der Betrachtung und bildet das Herzstück der Darstellung des theoretischen Hintergrunds. Anhand des 4-schrittigen Modells zur Verletzungsprävention von van Mechelen et al. (1992) wird das Ausmaß der Verletzungsproblematik im Nachwuchsfußball durch epidemiologische Verletzungsdaten wie auch durch zugrunde liegende Verletzungssituationen und Verletzungsmechanismen aufgezeigt. Welche Testverfahren zur Identifikation von Risikofaktoren herangezogen werden, welche Faktoren mit einem erhöhten Verletzungsrisiko zusammenhängen und wie gut deren Fähigkeiten zur Vorhersage von Verletzungen sind, wird abschließend dargestellt. Die Zusammenfassung des theoretischen Hintergrundes und die daraus resultierenden Schlussfolgerungen beenden das Kapitel.

Eine wichtige Voraussetzung für eine angemessene trainingswissenschaftliche Handlungsstrategie ist die Analyse der sportartspezifischen Anforderungen (Grosser et al., 2014). Kinematische Analysen und objektive Auswertungsverfahren während Training und Wettkampf liefern zahlreiche Informationen über die physiologischen Anforderungen an Fußballspieler und deren Bewegungsaktivitäten, woraus sich Schlüsse auf das Belastungs- und Beanspruchungsprofil ziehen lassen (Bradley & Ade, 2018; Carling et al., 2007; Castellano et al., 2014; James, 2006; Sarmiento et al., 2014). Obwohl die Rolle der Spielanalyse für Nachwuchsfußballer genauso bedeutsam ist wie für erwachsene Fußballer, gibt es einen Mangel an wissenschaftlichen Untersuchungen in diesem Bereich (Atan et al., 2014; Buchheit et al., 2010; Castagna et al., 2003; Goto et al., 2015). Die gestellten Anforderungen an Nachwuchsfußballer und erwachsene Fußballer sind generell ähnlich. Unterschiede werden hauptsächlich in Laufdistanzen während des Wettkampfs beobachtet (Strudwick, 2016).

Beschleunigungen, Abbremsungen, Richtungswechsel, Gehen, Laufen in verschiedenen Geschwindigkeitsbereichen, Sprinten, Springen, Dribbeln, Passen, Schießen sowie Zweikämpfe sind nur einige der Spielaktionen von Fußballspielern (Stolen et al., 2005; Strudwick & Reilly, 2001). Fußballspieler absolvieren während eines Spiels 1431 unterschiedliche Aktionen mit

und ohne Ball (Rienzi et al., 2000). Anforderungen an die physische Leistungsfähigkeit können somit konkret beschrieben werden (Abbildung 1) (Barros et al., 2007; Stolen et al., 2005):

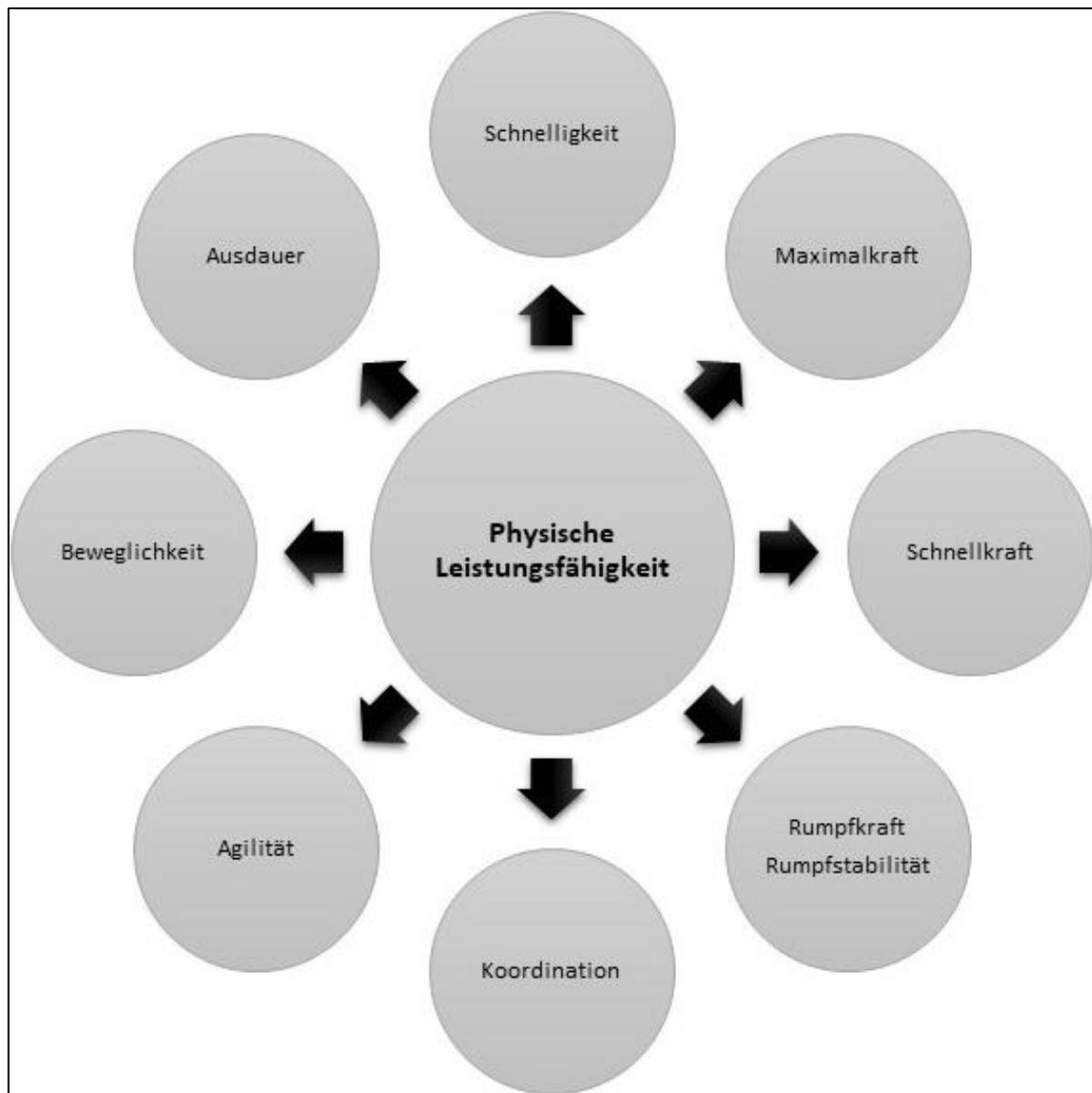


Abbildung 1: Komponenten der physischen Leistungsfähigkeit des Fußballspielers (modifiziert nach Strudwick, 2016).

Das intermittierende Profil des Fußballs erfordert eine hohe aerobe Kapazität, um die Spielaktionen über einen längeren Zeitraum bis zum Ende des Spiels hinweg aufrecht zu erhalten (Atan et al., 2014; Randers et al., 2010). Die Leistung im Spiel lässt sich global an der durchschnittlichen Gesamtleistung pro Spiel ablesen und kann ein Maß der im Training zu leistenden individuellen Umfänge sein (Ekblom, 1986; Reilly, 2006). Aufgrund großer Unterschiede innerhalb der technologischen Systeme zur Erfassung von Laufleistungen (u. a. videobasierte Be-

wegungsanalyse und GPS-Systeme) ist der Vergleich der Ergebnissen verschiedener Spielanalysesysteme schwierig (Randers et al., 2010). Es zeigt sich, dass Nachwuchsleistungsfußballer zwischen fünf und acht Kilometer pro Spiel zurücklegen, was im Vergleich zum professionellen Herrenfußball ca. drei bis vier Kilometer weniger sind (Tabelle 1). Unterschiede in der physischen Leistungsfähigkeit sind zu erwarten, da Heranwachsende aufgrund ihrer Wachstums- und Reifungsprozesse nicht äquivalent zu Erwachsenen behandelt werden sollten (Castagna et al., 2003; Teplan et al., 2012; Welsman & Armstrong, 1996). Da sich die physische Leistungsfähigkeit im Verlauf der Wachstums- und Reifungsprozesse stetig verbessert, scheint es nicht verwunderlich, dass Nachwuchsleistungsfußballer aus der U19 ähnliche Laufleistungen aufweisen wie erwachsene Profifußballer (Papaiakovou et al., 2009; Philippaerts et al., 2006).

Tabelle 1: Übersicht der Gesamtlaufstrecke von Nachwuchsfußballern und erwachsenen Fußballspielern

Autor(en) (Jahr)	Stichprobe	Gesamtlaufleistung (m)
Buchheit et al. (2010)	Nachwuchsleistungsfußballer (U13-U18 Katar)	6549–8867
Helgerud et al. (2001)	Nachwuchsleistungsfußballer (U 19 Norwegen)	9107
Thatcher & Batterham (2004)	Nachwuchsleistungsfußballer (U19 England)	10274
Castagna et al. (2010)	Nachwuchsleistungsfußballer (U15 Italien)	6087
Harley et al. (2010)	Nachwuchsleistungsfußballer (U12-U16 England)	5967–7672
Rebelo et al. (2014)	Nachwuchsleistungsfußballer (U17 Portugal)	6311
Di Salvo et al. (2007)	Professioneller Herrenfußball (Spanien)	10377–12409
Vigne et al. (2010)	Professioneller Herrenfußball (Italien)	8929–12443
Barnes et al. (2014)	Professioneller Herrenfußball (England)	10679–10881

Fußballspieler wechseln ständig zwischen kurzen multidirektionalen hochintensiven Aktionen und längeren Perioden von niedrig intensiven Aktionen. Der Anteil von hochintensiven Aktionen macht lediglich 5 % bis 30 % der Gesamtleistung aus (Bangsbo et al., 2006; Capranica et al., 2001; Carling et al., 2008; Di Mascio & Bradley, 2013; Harley et al., 2010; Mohr et al., 2003; Rampinini et al., 2007; Rebelo et al., 2014; Strøyer et al., 2004). Im Sinne der sportlichen Leistung genießen diese Aktionen jedoch einen hohen Stellenwert, da sie wesentlich zu spielentscheidenden Situationen wie Ballgewinn oder Torerzielung beitragen (Reilly et al., 2000). Nachwuchsleistungsfußballer weisen unter anderem eine höhere Anzahl an hochintensiven Aktionen als Nachwuchsfußballer aus dem Amateurbereich auf (Meylan et al., 2010). Malina et al. (2000) und Bangsbo et al. (2006) bestätigten dies, indem sie zeigen, dass Nachwuchsleistungsfußballer signifikant bessere Leistungen im Bereich der Schnellkraft und Sprintfähigkeiten erkennen lassen. Buchheit et al. (2010) untersuchen die Laufleistungen im Wettkampf von 99 Nachwuchsleistungsfußballern aus sechs verschiedenen Altersgruppen mittels videobasierter Bewegungsanalyse. Sie bestätigen den Trend, dass die Distanz in allen Geschwindigkeitsbereichen mit zunehmenden Alter steigt (Tabelle 2). Werden die Daten hinsichtlich der Spielzeit normalisiert, dann absolvieren Spieler aus der U18 eine größere Sprintdistanz im Vergleich zu Spielern aus der U13 bis U17.

Tabelle 2: Laufleistung im Wettkampf entsprechend der Altersgruppe (modifiziert nach Buchheit et al., 2010)

Altersgruppe	GL (m)	NIL (m)	HIL (m)	SHIR (m)	S (m)	SHIA (m)
U13	6549	5370	671	323	186	509
U14	7383	5799	821	446	318	763
U15	8129	6288	954	477	410	887
U16	8312	6480	968	479	384	864
U17	8707	6749	991	519	449	967
U18	8867	6650	976	574	666	1239

GL (Gesamtleistung); NIL (niedrig intensives Laufen < 13 km/h); HIL (hochintensives Laufen, 13,1–16 km/h); SHIR (sehr hochintensives Laufen: 16,1–19 km/h); S (Sprinten > 19,1 km/h); SHIA (sehr hochintensive Aktionen: SHIR + S)

Vor allem taktische Veränderungen in den vergangenen Jahren stellen wachsende Anforderungen an die physische Leistungsfähigkeit der Fußballspieler. Vor einigen Jahrzehnten waren ungestörte Ballannahmen, deutlich weniger Zweikämpfe und Verteidiger, die nur ihren Defensivaufgaben nachkamen, charakteristisch für den Fußball. Heutzutage fordert beispielsweise das

sogenannte „Gegenpressing“ als aktive Verteidigungsstrategie ein permanentes und zumeist hochintensives Anlaufen des ballbesitzenden Spielers der gegnerischen Mannschaft, um diese schnell unter Zeit-, Raum- und Situationsdruck zu setzen (Bisanz & Gerisch, 2010; Tschan, 2001). Die Gegenüberstellung der Laufdistanz im Leistungsfußball (Tabelle 3) zeigt, dass Fußballer heute nahezu die drei- bis vierfache Strecke zurücklegen als in früheren Jahren. Während die Distanz in den letzten 20 Jahren nicht weiter gestiegen ist, hat der Anteil der mit höheren Laufgeschwindigkeiten ($> 14,4$ km/h) absolvierten Spielaktionen jedoch zugenommen. Betrug dieser zu Beginn der 80er-Jahre etwa 12 %, so nehmen die Anteile heute bis zu 30 % des Spiels ein (Bangsbo et al., 1991; Barros et al., 2007; Di Salvo et al., 2009; Siegle et al., 2012; Vigne et al., 2010; Williams et al., 1999; Winkler, 1983).

Tabelle 3: Entwicklung der durchschnittlichen Gesamtlauflistung während eines Fußballspiels

Autor(en) (Jahr)	Stichprobe	Gesamtlaufdistanz (m)
Winterbottom (1952)	Englische Profis	3361
Wade (1962)	Englische Profis	1600–5468
Pálfai (1970)	Internationale Profis	2220–4868
Reilly (1976)	Englische Profis	7100–10900
Withers (1982)	Australische Profis	11500
Bangsbo (1994)	Dänische Profis	9400–10800
Di Salvo et al. (2007)	Spanische Profis	10377–12409
Vigne et al. (2010)	Italienische Profis	8929–12443

Barnes et al. (2014) untersuchten die Entwicklung verschiedener Leistungsparameter über den Zeitraum von sieben aufeinanderfolgenden Spielzeiten in der englischen Premier League. Dabei wurden Wettkampfdaten ($n = 14700$) mittels Trackingsystem gesammelt und hinsichtlich physischer und technischer Parameter analysiert. Sowohl die hochintensive Lauflistung als auch die Anzahl hochintensiver Aktionen stiegen dabei signifikant um 30 % respektive 50 %. Bei der Anzahl an Sprints wurde eine Steigerung von 80 % festgestellt. Williams et al. (1999) stellen eine Steigerung in der Anzahl technischer Aktionen, vor allem von Pässen, im englischen Profifußball fest. Wallace & Norton (2014) und Barnes et al. (2014) bestätigen den Trend und geben eine um ca. 40 % höhere Anzahl an Pässen an.

2.1 Auswirkungen des Belastungs- und Beanspruchungsprofils im Nachwuchsleistungsfußball – die Rolle von Wachstum und Reifung

Das muskuloskelettale System von Heranwachsenden weist aufgrund von Wachstums- und Reifungsprozessen einige physiologische Unterschiede zu dem System eines Erwachsenen auf. Diese Unterschiede sind vor allem auf eine geringere aerobe und anaerobe Kapazität, auf geringere Glykogenspeicher und weniger gut entwickelte thermoregulatorische Prozesse zurückzuführen (Lloyd & Oliver, 2012; Teplan et al., 2012). Daher ist ein Bewusstsein für Wachstum- und Reifungsprozesse von wesentlicher Bedeutung, um ein Verständnis für die Veränderung der neuromuskulären Kontrolle in verschiedenen Stadien der Kindheit und Adoleszenz zu entwickeln (Lloyd & Oliver, 2012; Malina et al., 2004a; Malina et al., 2004b). Zusätzlich hängen Wachstums- und Reifungsprozesse zusammen und beeinflussen beide die körperliche Leistungsfähigkeit (Beunen & Malina, 2008). Die Variabilität von Wachstum und Reifung sowie die Entwicklung verschiedener physiologischer Systeme ist eine einzigartige Herausforderung für Nachwuchsfußballer (Malina et al., 2000; Naughton et al., 2000). Aus diesem Grund fokussieren sich einige wissenschaftliche Diskussionen auf wachstums- und reifungsbedingte Risikofaktoren, die zu einem erhöhten Verletzungsrisiko führen (Caine & Lindner, 1990; Rumpf & Cronin, 2012; Van der Sluis et al., 2015; Van der Sluis et al., 2014). Veränderungen der Muskel- und Sehnenlänge bei fehlender Hypertrophie, die irgendwann nach dem Hauptwachstumsschub auftreten kann, erfordern, dass die Muskulatur mit einem größeren Prozentsatz ihrer maximalen Kapazität arbeitet, um die Zunahme der Gliedmaßenlänge und das daraus resultierende Trägheitsmoment zu normalisieren (Hawkins & Metheny, 2001; Mujika et al., 2009; Williams & Wood, 2012). Dies führt zu veränderten biomechanischen Eigenschaften, die sich durch größere Kräfte und Belastungen der Sehnenstrukturen äußern, was letztlich zu Verletzungen des muskuloskelettalen Systems führen kann (Van der Sluis et al., 2015; Van der Sluis et al., 2014).

2.2 Auswirkungen des Belastungs- und Beanspruchungsprofils im Nachwuchsleistungsfußball – asymmetrische muskuloskelettale Belastung

Die Analyse des Belastungs- und Beanspruchungsprofils hat gezeigt, dass sowohl physische Aktionen als auch technische Aktionen im Fußball zugenommen haben (Kapitel 2). Die Ausführung der fußballspezifischen Aktionen ist in der Mehrzahl unilateral, sodass asymmetrische bzw. seitendifferente (Schussbein- und Standbeinseite) Bewegungsmuster erfordert werden (Fousekis et al., 2010; Kubo et al., 2010; Stolen et al., 2005; Strudwick, 2016). Aufgrund der

Entwicklung des fußballspezifischen Anforderungsprofils mit den damit verbundenen stereotypen Bewegungsmustern sowie den dabei auftretenden mechanischen Belastungen verändern sich nach entsprechend vermehrter Ausführung die aktiven und passiven Strukturen des Bewegungsapparates und es kommt zu einer langfristigen asymmetrischen Anpassung in der muskuloskelettalen Funktion der unteren Extremitäten (DeLang et al., 2017; Müller-Wohlfahrt et al., 2014; Nordin & Frankel, 2001; Rahnama et al., 2005). Die asymmetrischen Anpassungen erscheinen logisch, da bei der Schussbewegung das dominante Bein höhere Ballgeschwindigkeiten entwickelt und größere Kräfte während der gesamten Bewegung aufweist (Oliveira et al., 2013), was dazu führt, dass die Rotation des Beckens zunimmt und somit das Schussbein ein größeres Drehmoment um das Becken erfährt (Lees et al., 2010). In Verbindung mit den weiteren unterschiedlichen und internen Anforderungen der Schussbein- und Standbeinseite besteht ein Ungleichgewicht bzw. eine Veränderung in der Kraftproduktion zwischen den Extremitäten (Barfield, 1998; DeLang et al., 2017; Kellis & Katis, 2007; Rahnama et al., 2003). So fanden beispielsweise Lees et al. (2009) heraus, dass die Extensions-/Flexionsmomente während eines maximalen Innenseitstoßes $4.0 \text{ Nm} \cdot \text{kg}^{-1}$ für das Hüftgelenk, $3.2 \text{ Nm} \cdot \text{kg}^{-1}$ für das Kniegelenk und $2.2 \text{ Nm} \cdot \text{kg}^{-1}$ für das Sprunggelenk des Standbeines betragen. Dabei sind die Werte für das Knie- und Sprunggelenk des Standbeins größer als für das Schussbein und können somit eine mögliche Ursache für asymmetrische Kraftverhältnisse sein (Kellis et al., 2004; Lees et al., 2010).

Lässt man die anatomische Betrachtungsweise außen vor, so zeigt sich eine inkonsistente Studienlage. Einige Studien belegen, dass Fußballer verschiedene Asymmetrien in den Kraftfähigkeiten aufweisen, die hauptsächlich auf die bevorzugte Einseitigkeit bei der Ausführung der meisten unilateralen fußballspezifischen Aktionen zurückzuführen sind (Chin et al., 1994; Ergün et al., 2004; Masuda et al., 2005). Im Gegensatz dazu konnten andere Studien nicht bestätigen, dass der Grad der Asymmetrie der bilateralen Kraftfähigkeiten der unteren Extremitäten bei Fußballern signifikant ist (Capranica et al., 1992; Zakas, 2006). Vor allem im Nachwuchsleistungsfußball gibt es bisweilen keine empirischen Nachweise von asymmetrischen Kraftfähigkeiten der unteren Extremitäten (Daneshjoo et al., 2013; Maly et al., 2016). Nichtsdestotrotz werden asymmetrische Kraftfähigkeiten, die durch unilaterale Bewegungsmuster entstanden sind, im Zusammenhang mit Verletzungen der unteren Extremitäten diskutiert (Croisier et al., 2008; Orchard et al., 1997; Orchard, 2001). Fousekis et al. (2010) vermuten hierbei, dass fußballspezifische kinetische Anpassungen und Kraftasymmetrien wiederum mit einigen kritischen exogenen Faktoren der Leistung wie dem Trainingsalter (Amato et al., 2001;

Gerodimos et al., 2003) und der Spielposition (Davis et al., 1992; Wisloeff et al., 1998) interagieren. Diese Faktoren können den Grad der bereits bestehenden anatomischen und funktionellen Asymmetrien beeinflussen und so zu einem erhöhten Verletzungsrisiko und einer Reduktion der Leistungsfähigkeiten führen (Abbildung 2).

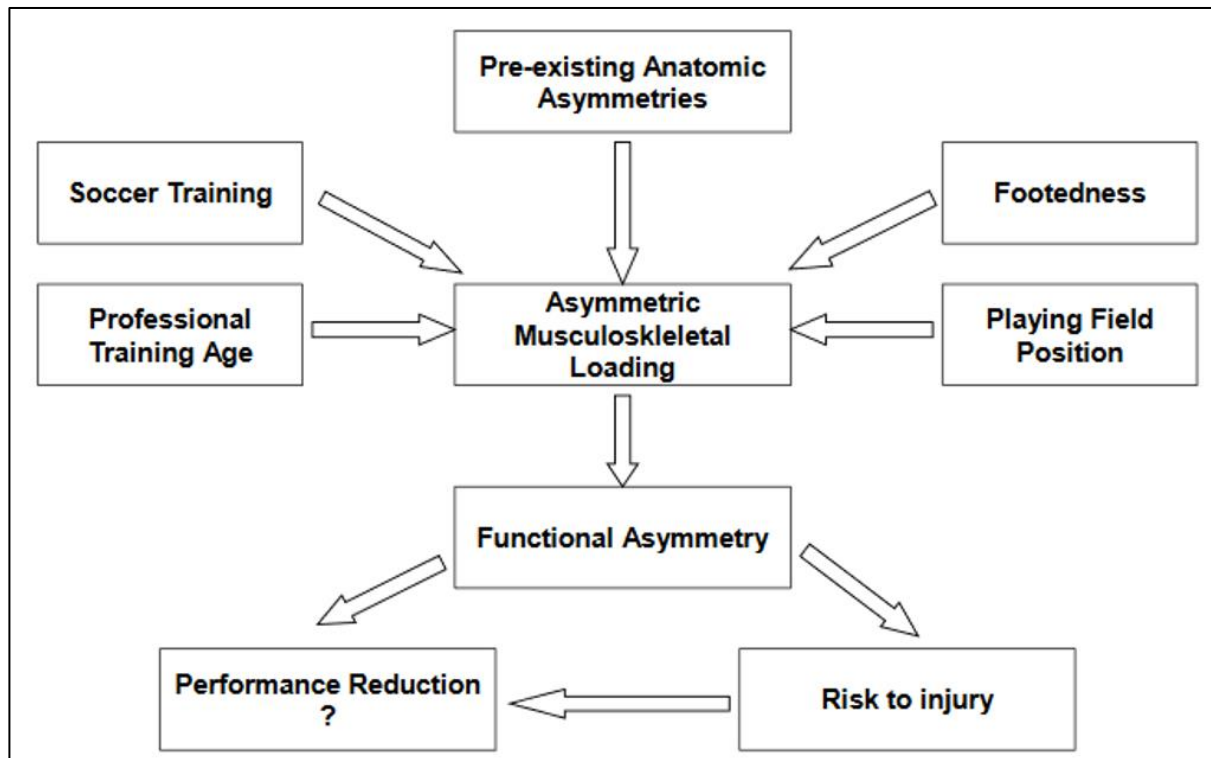


Abbildung 2: Theoretisches Model von Faktoren, die mit funktionalen Asymmetrien im Fußball zusammenhängen (Fousekis et al., 2010).

Zusammenfassend zeigt sich, dass Nachwuchsfußballer einer enormen Variabilität von Reifung und Wachstum sowie der unterschiedlichen Entwicklung verschiedener physiologischer Systeme während des Heranwachens unterliegen. Gepaart mit der asymmetrischen muskuloskelettalen Belastung stellt dies Nachwuchsfußballer vor eine einzigartige Herausforderung hinsichtlich der Verletzungsprävention.

3 Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball

Verletzungsfreiheit ist im Fußball eine wichtige Grundlage für eine hohe Leistungsfähigkeit. Insbesondere niedrige Verletzungsinzidenzen zeigen einen starken Zusammenhang mit höheren Ligaplatzierungen, größerer Anzahl gewonnener Spiele sowie geschossener Tore (Eirale et al., 2013; Hägglund et al., 2013). Im Nachwuchsleistungsfußball ist die Verringerung des Verletzungsrisikos von immenser Bedeutung, da das unreife muskuloskeletale System durch hohe Spiel- und Trainingsbelastungen einem immanenten Risiko ausgesetzt ist (Le Gall et al., 2007; Maffulli, 1990). Darüber hinaus haben Studien gezeigt, dass Verletzungen erhebliche negative Auswirkungen auf die Karriere eines Sportlers haben können (bis hin zum Karriereende) und sein Wohlbefinden stark beeinträchtigen können (Lohmander et al., 2007; Ristolainen et al., 2012).

Van Mechelen et al. (1992) beschreiben Verletzungsprävention als einen 4-schrittigen Kreislauf (Abbildung 3). Der erste Schritt ist die Feststellung des Ausmaßes von Verletzungen. Dafür müssen die Verletzungsinzidenzen, die Schwere der Verletzungen sowie das Verletzungsprofil im Nachwuchsleistungsfußball anhand epidemiologischer Daten festgestellt werden. Der zweite Schritt ist die Identifizierung zugrunde liegender Verletzungsmechanismen und der involvierten Risikofaktoren. Basierend auf den Ergebnissen der ersten beiden Schritte folgt dann die Einleitung präventiver Maßnahmen, die dazu in der Lage sind, das Risiko von zukünftigen Verletzungen zu reduzieren. Zuletzt muss die Effektivität der eingeleiteten Maßnahmen durch die Wiederholung von Schritt 1 evaluiert werden (van Mechelen et al., 1992).

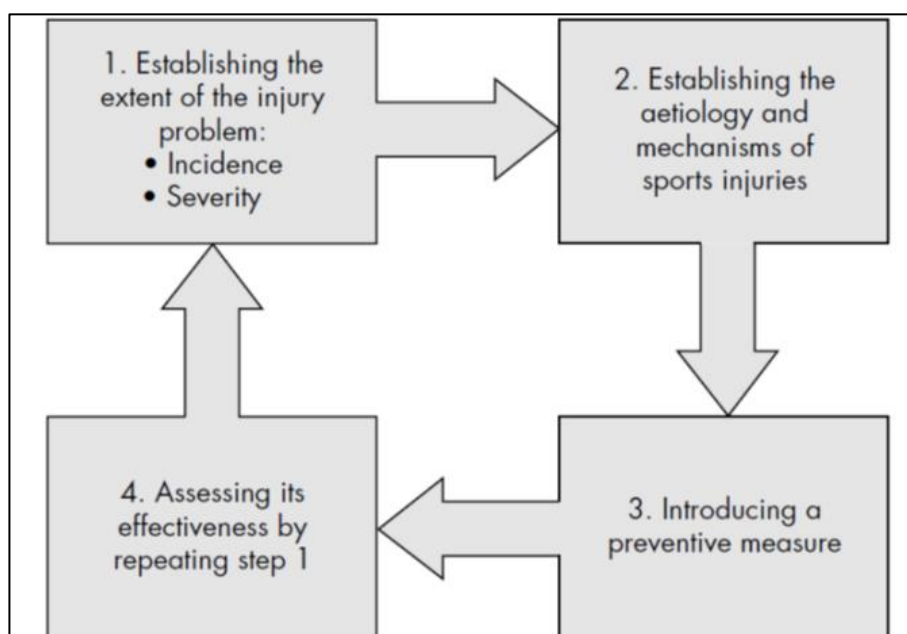


Abbildung 3: Verletzungsprävention als 4-schrittiger Kreislauf (van Mechelen et al., 1992).

3.1 Epidemiologie von Verletzungen im Nachwuchsleistungsfußball

Nach van Mechelen et al. (1992) ist die Feststellung des Ausmaßes von Verletzungen der erste Schritt zu einer zielgerichteten Verletzungsprävention. Die Darstellung epidemiologischer Informationen liefert ein zusammengesetztes Bild von Prävalenz und Inzidenz von Verletzungen und ermöglicht es, Anfälligkeiten für Verletzungen in verschiedenen Altersgruppen und über verschiedenen Leistungsniveaus hinweg zu erkennen.

Eine Reihe von Studien liefern Daten zur Verletzungsinzidenz von Nachwuchsfußballern aus dem Amateurbereich. Allgemeine Verletzungsinzidenzen variieren zwischen 1,2 und 6,8 Verletzungen pro 1000 Stunden Expositionszeit (Brito et al., 2012; Junge et al., 2004; Junge et al., 2002; Peterson et al., 2000; Schmikli et al., 2011; Timpka et al., 2007). Es zeigt sich, dass die Verletzungsinzidenzen mit höherem Spielniveau steigen (Ekstrand et al., 2011; Timpka et al., 2007). Eine wachsende Datenbasis ist für Nachwuchsfußballer aus dem Elitebereich verfügbar, um die Verletzungsinzidenzen analysieren zu können. Einige dieser Studien reduzieren ihre Analyse jedoch auf einzelne oder schwere Verletzungen (Cloke et al., 2011; Cloke et al., 2009; Moore et al., 2011; Volpi et al., 2003). Nachwuchsfußballer aus dem Elitebereich weisen generell eine Verletzungsinzidenz von 2,0 bis 19,4 Verletzungen pro 1000 Stunden Expositionszeit auf. Die Verletzungsrate variiert von 9,5 Verletzungen bis 48,7 Verletzungen pro 1000 Spielstunden und von 3,7 bis 11,1 Verletzungen pro 1000 Stunden Trainingsstunden (Brink et al., 2010; Deehan et al., 2007; Ergün et al., 2013; Le Gall et al., 2006; Pfirmann et al., 2016; Renshaw & Goodwin, 2016). Das Verletzungsrisiko ist im Spiel vier- bis sechsmal höher als im Training (Ergün et al., 2013; Junge & Dvorak, 2004; Le Gall et al., 2006). Vor allem gegen Ende jeder Halbzeit – und insbesondere in den letzten 15 Minuten des Spiels – steigt die Anzahl der Verletzungen, was auf veränderte Bewegungsmuster wie auch neuromuskuläre Kontrolle durch Ermüdung zurückzuführen ist (Padua et al., 2006; Price et al., 2004).

Mehrere Studien untersuchen das Auftreten von Verletzung in einem breiten Spektrum chronologischer Altersgruppen. Die Verletzungsinzidenz steigt linear mit dem Alter – vor allem ab 14 Jahren – an, wobei 16- bis 18-jährige Nachwuchsleistungsfußballer eine ähnliche, wenn nicht sogar höhere Verletzungsrate als erwachsene Fußballer aufweisen (Arnason et al., 2004; Emery et al., 2005; Le Gall et al., 2007; Le Gall et al., 2006; Price et al., 2004; Renshaw & Goodwin, 2016; Volpi et al., 2003; Wong & Hong, 2005). Die hohe Verletzungsrate ist mit dem Belastungs- und Beanspruchungsprofil und dem gleichzeitig unreifen bzw. sich in der Entwicklung befindenden, muskuloskelettalen System zu begründen (Hawkins & Metheny, 2001; Shea et al., 2004; Van der Sluis et al., 2015; Van der Sluis et al., 2014).

Die Mehrzahl aller Verletzungen betrifft die unteren Extremitäten und insbesondere das Kniegelenk, das Sprunggelenk, den Oberschenkel und die Hüfte (71–88 %). Die dominierende Art von muskulären Verletzungen ist eine Zerrung bzw. ein Faserriss des Quadriceps, der ischio-cruralen Muskulatur und der Adduktoren, während der höchste Anteil der Knie- und Sprunggelenksverletzungen Verstauchungen und Risse des Kapsel-Band-Apparates – insbesondere des Ligamentum collaterale tibiale und des Ligamentum talofibulare anterius – sind. Frakturen spielen eine untergeordnete Rolle (Brink et al., 2010; Brito et al., 2012; Cloke et al., 2009; Deehan et al., 2007; Ergün et al., 2013; Junge et al., 2000; Le Gall et al., 2006; Moore et al., 2011; Nilsson et al., 2016; Peterson et al., 2000; Price et al., 2004; Renshaw & Goodwin, 2016).

Moderate Verletzungen¹ sind im Rahmen einer Untersuchung im englischen Nachwuchsleistungsfußball die meistfrequentierte Verletzungsklassifikation. 44 bis 67 % aller Verletzungen werden als moderat eingestuft. Schwere Verletzungen² machen nahezu ein Viertel aller Verletzungen aus. Im Gegensatz ist die Verteilung der Schwere der Verletzung im französischen Nachwuchsleistungsfußball – bis auf schwere Verletzungen – nahe-zu identisch, so dass jeweils 30 % aller Verletzungen als minimal³, leicht⁴ und moderat klassifiziert werden (Ekstrand et al., 2013; Fuller et al., 2006; Le Gall et al., 2006; Price et al., 2004; Renshaw & Goodwin, 2016). Die Ergebnisse zeigen, dass es aktuell nur bedingt möglich ist, zwischen der Verletzungsart und der Schwere der Verletzung innerhalb unterschiedlicher Altersgruppen präzise zu unterscheiden.

Stellt man die epidemiologischen Verletzungsdaten aus dem Nachwuchsleistungsfußball den Daten aus dem professionellen Herrenfußball gegenüber, so fällt eine ca. doppelt so hohe Verletzungsinzidenz im Training auf. Hinsichtlich Verletzungslokalisierung und Verletzungsart sind keine Unterschiede zwischen den Gruppen festzustellen. Somit sind die generellen Verletzungsmuster unabhängig vom Alter, was auf ein allgemeingültiges und übergreifendes Merkmal hinsichtlich der Verletzungen im Fußball schließen lässt (Bjørneboe et al., 2014; Dauty & Collon, 2011; Eirale et al., 2012; Ekstrand et al., 2011; Junge & Dvorak, 2004; Le Gall et al., 2006; Rumpf & Cronin, 2012; Walden et al., 2005). Jedoch weisen epidemiologische Verletzungsdaten aufgrund unterschiedlicher methodischer Ansätze in der Art und Weise der Datenerhebung Unterschiede auf, die eine direkte Vergleichbarkeit nur eingeschränkt zulassen. Aktuelle Daten sind notwendig, um die präzise Interpretation der Ergebnisse zu gewährleisten und

¹ 8–28 Ausfalltage.

² > 28 Ausfalltage.

³ 0–3 Ausfalltage.

⁴ 4–7 Ausfalltage.

Verletzungstrends aufgrund von Veränderungen im Belastungsprofil zu identifizieren (Brito et al., 2012; Faude et al., 2009; Fuller et al., 2006).

3.2 Verletzungssituationen und Verletzungsmechanismen

Ein Teil des zweiten Schrittes im Modell zur Verletzungsprävention von van Mechelen et al. (1992) sieht die Identifizierung zugrunde liegender Verletzungsmechanismen vor. Das Wissen über die Verletzungsmechanismen kann Aufschluss über die Erforschung von Risikofaktoren und Risiko-Screenings für Verletzungen geben (Dallinga et al., 2012). Fußball ist als Kontaktsport definiert, jedoch sind Situationen, in denen eine Verletzung auftritt sowie der zugrunde liegende Mechanismus aufgrund der komplexen Bewegungsaktivitäten im Fußball (siehe Kapitel 2) von der Art und Lokalisation der Verletzung abhängig. Grundsätzlich entstehen mehr als zwei Drittel der Verletzungen im Nachwuchsleistungsfußball durch ein Trauma, wohingegen ein Drittel der Verletzungen durch Überbeanspruchung⁵ hervorgerufen sind (Giza & Micheli, 2005; Inklaar et al., 1996). Traumata können durch bzw. ohne Kontakt mit dem Gegenspieler entstehen, jedoch ist aktuell keine klare Abgrenzung zwischen Kontakt- und Nicht-Kontakt-Verletzungen im Nachwuchsleistungsfußball zu erkennen. Die verfügbaren Forschungsergebnisse deuten allerdings auf eine hohe Anzahl (bis zu 72 %) von Nicht-Kontakt-Verletzungen hin (Cloke et al., 2009; Moore et al., 2011; Price et al., 2004; Renshaw & Goodwin, 2016) und bestätigen die Ergebnisse aus dem Herrenfußball (Wong & Hong, 2005). Die häufigsten Nicht-Kontakt-Verletzungsmechanismen sind Sprinten, Schießen, Richtungswechsel, Überdehnung, Springen und Landen (Klein et al., 2021; Price et al., 2004; Wong & Hong, 2005), wobei sich die Mechanismen beim Zustandekommen einer muskulären Verletzung von den Mechanismen einer Verletzung des Kapsel-Band-Apparates unterscheiden (Gronwald et al., 2022). Generell kommt es in diesen Hochrisikosituationen schlussendlich dann zu einer Verletzung, wenn die externe Belastung der Struktur die maximale interne Kapazität der Struktur überschreitet. Daher kann eine übermäßige Belastung zu einem mechanischen Versagen führen und akute Verletzungen hervorrufen (Hughes & Watkins, 2006; Ross et al., 2005; Zhang et al., 2019).

Eine kürzlich durchgeführte systematische Übersichtsarbeit, die sich hauptsächlich auf Laufsportarten bezog, ergab, dass „stretch-type“-Verletzungsmuster der ischiocruralen Muskulatur

⁵ Verletzungen durch Überbeanspruchung entstehen durch wiederholten Stress auf die jeweilige Struktur, ohne ausreichend Zeit, um den natürlichen Regenerationsprozess zu durchlaufen (van Mechelen et al., 1992).

durch eine starke Hüftbeugung bei gestrecktem Kniegelenk verursacht werden. Im Gegensatz dazu treten „sprint-type“-Verletzungsmuster der ischiocruralen Muskulatur am ehesten bei exzentrischen Muskelkontraktionen in der späten Schwungphase des Laufzyklus auf (Danielsson et al., 2020). Eine Analyse von Profifußballspielern bestätigte diese Ergebnisse und ergab, dass schnelle Bewegungen mit hoher exzentrischer Beanspruchung der ischiocruralen Muskulatur (d. h. Sprinten, Ausfallschritte in geschlossener kinematischer Kette und Schießen in offener kinematischer Kette) die häufigste Ursache für Nicht-Kontakt-Verletzungen der ischiocruralen Muskulatur sind (Gronwald et al., 2022; Klein et al., 2021). Ähnliche Verletzungsmechanismen wurden hinsichtlich Verletzungen der kniestickehenden Muskulatur und der Adduktoren identifiziert. Eine klinische Übersichtsarbeit hat gezeigt, dass Verletzungen des Rectus femoris im Fußball am häufigsten durch eine exzentrische Arbeitsweise während des Abbremsens und wiederholten Schießens entstehen (Mendiguchia et al., 2013). Die Körperhaltung in der Abbremsphase (sowie in der Standbeinphase beim Schuss) wird so angepasst, dass die resultierenden exzentrischen Kräfte absorbiert werden können. Der Rumpf nimmt während der Abbremsung eine aufrechtere Haltung im Verhältnis zum Unterkörper und eine Neigung nach posterior ein, wodurch sich der Masseschwerpunkt nach hinten verlagert. Dies führt zu zusätzlichen horizontalen Bremskräften und folglich zu einer höheren exzentrischen Kraft, die auf den Quadrizeps einwirkt, was jedoch dessen Momentarm vergrößert und den Rectus femoris hypothetisch für Verletzungen prädisponiert (Mendiguchia et al., 2013). Eine systematische Videoanalyse hat gezeigt, dass Verletzungsmechanismen der Adduktoren im Fußball in zwei Kategorien eingeteilt werden können (Serner & Mosler, 2019): Richtungswechsel- und „stretch-type“-Verletzungen wurden als Bewegungen mit geschlossener kinematischer Kette kategorisiert, die durch Hüftstreckung und -abduktion gekennzeichnet sind. Verletzungen beim Schießen und Springen wurden als Bewegungen mit offener kinematischer Kette kategorisiert, die durch einen Wechsel von Hüftstreckung zu Hüftbeugung (Charnock et al., 2009) und von Abduktion zu Adduktion gekennzeichnet sind. Sowohl Bewegungen mit offener als auch mit geschlossener kinematischer Kette traten häufig mit einer Außenrotation der Hüfte auf. Trotz der unterschiedlichen Situationen kann eine schnelle hohe Muskelaktivierung während einer schnellen Dehnung des Muskels als grundlegender Verletzungsmechanismus für Verletzungen der Adduktoren angesehen werden (Serner & Mosler, 2019).

Darüber hinaus sind Verletzungen des Sprunggelenks während einbeinigen Landungen oder abrupten Richtungswechseln ohne direkte Gegnereinwirkung auf akute Supinationstraumata zurückzuführen und dementsprechend durch ein erhöhtes Inversionsmoment der Bodenreaktionskraft gekennzeichnet (Dubin et al., 2011; Fong et al., 2009; Fuller, 1999; Kristianslund et

al., 2011). Zusätzlich wird das Verletzungsrisiko durch eine gleichzeitig auftretende erhöhte Plantarflexion des Sprunggelenks während des initialen Bodenkontaktes, durch eine Innenrotation des Fußes und eine Außenrotation des Unterschenkels erhöht (Hertel, 2002; Safran et al., 1999; Vitale & Fallat, 1988; Witjes et al., 2012; Wright et al., 2000). Führt dieser Verletzungsmechanismus zu einer Überschreitung der Belastungsgrenze der passiven Strukturen im Sprunggelenk, kommt es folglich größtenteils zu einer Schädigung des lateralen Bandkomplexes (Lig. talofibulare anterius und Lig. calcaneofibulare) (Wright et al., 2000). Häufige Verletzungssituationen des Kniegelenks sind insbesondere plötzliche Abbremsungen in Verbindung mit einem unvorhergesehenen, schnellen Richtungswechsel oder einbeinige Landungen aus einem Sprung (Alentorn-Geli et al., 2009; Boden et al., 2010; Murphy et al., 2003). Eine veränderte bzw. abweichende biomechanische Bewegungsstrategie der unteren Extremitäten während der beschriebenen Verletzungssituationen ermöglicht es den entstehenden Bodenreaktionskräften, die Ausrichtung der unteren Extremitäten zu beeinflussen (Aerts et al., 2013; Hewett et al., 2005; Raisanen et al., 2018). Vor allem der dynamische Valgus-Kollaps (Hewett et al., 2005) und die „No-Return“-Position (Ireland, 1999, 2002) (Abbildung 4) werden oftmals als verletzungsrelevante Mechanismen beschrieben.

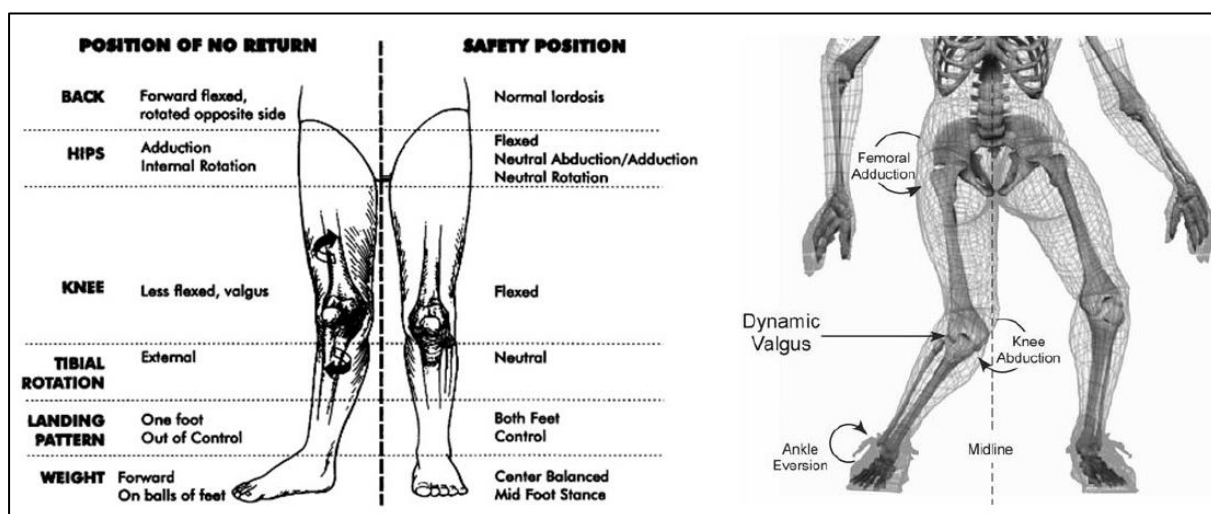


Abbildung 4: Position of no return (Ireland, 1999, 2002).

In diesen Positionen sind die Hüftabduktoren und -extensoren ausgeschaltet und das Becken wie auch die Hüfte sind unkontrolliert. Muskelgruppen, die den Athleten normalerweise aufrichten würden, können diese Funktion aufgrund ihrer mechanischen Nachteile und der Verlängerung der Muskelgruppen nicht erfüllen (Ireland, 1999). Die Darstellung der Mechanismen von muskulären Verletzungen und Verletzungen der Kapsel-Band-Apparate zeigt die Notwen-

digkeit, einerseits verletzungsrelevante Bewegungsmuster, aber auch die Kapazität des muskulären Systems durch laborbasierte biomechanische Testverfahren zu untersuchen, um risikobehaftete Spieler frühzeitig zu identifizieren und Ansätze zur Verringerung des Verletzungsrisikos zu entwickeln. Die Verwendung von einbeinigen Testverfahren kann darüber hinaus dazu beitragen, fußballspezifische Risikofaktoren für Verletzungen zu erkennen, da multisegmentale Fehlstellungen aufgrund der fehlenden Unterstützung durch das kontralaterale Bein und der geringeren Auflagefläche deutlicher zutage treten können.

3.3 Identifizierung von Risikofaktoren für Verletzungen der unteren Extremitäten

Das Ausmaß der Verletzungsproblematik im Fußball erfordert für eine erfolgreiche und zielgerichtete Verletzungsprävention – neben der Feststellung des Ausmaßes von Verletzungen und der Analyse von Verletzungsmechanismen – die Identifizierung von verletzungsrelevanten Risikofaktoren (Bahr, 2016; van Mechelen et al., 1992). In den letzten Jahren hat das Interesse an Risikofaktoren und Risiko-Screenings für Verletzungen der unteren Extremitäten enorm zugenommen (Bahr, 2016; Fox et al., 2016; Rafeeuddin et al., 2016). Des Weiteren ist das Verständnis der Risikofaktoren für Verletzungen eine wesentliche Voraussetzung für die Entwicklung von Strategien zur Ermittlung von risikobehafteten Sportlern und zur Entwicklung von Programmen zur Verletzungsprävention (Lehnert et al., 2019). Bahr & Holme (2003) erweiterten das ursprüngliche multifaktorielle Ursachen-Modell für die Entstehung von Verletzungen von Meeuwisse (1994), um die komplexe Interaktion zwischen Risikofaktoren und einem auslösenden Ereignis zu beschreiben, die zu einer Verletzung führt (Abbildung 5). Das Modell unterscheidet zwischen internen Risikofaktoren, die von innen heraus wirken und zu einer Prädisposition des Sportlers führen, und den externen Risikofaktoren, die von außen auf den prädisponierten Sportler einwirken und die Entstehung einer Verletzung begünstigen (van Mechelen et al., 1992; Williams, 1971).

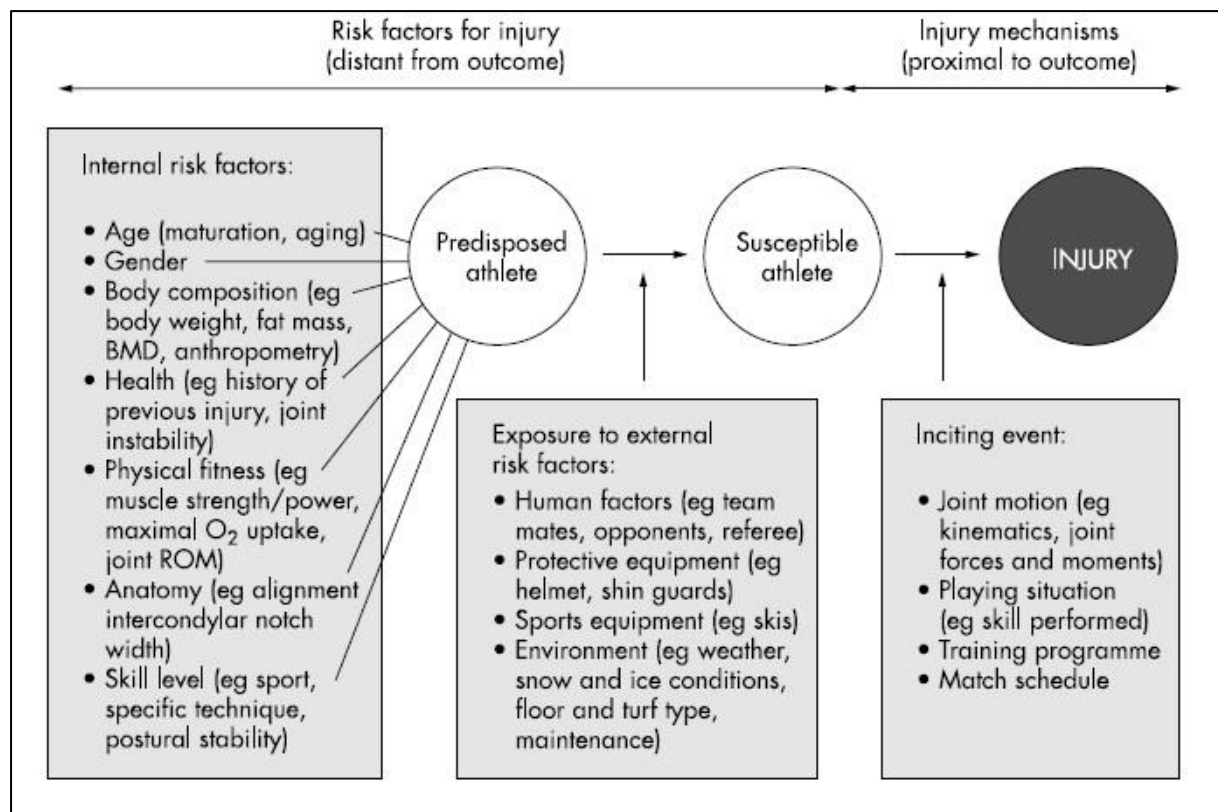


Abbildung 5: Umfassendes Modell zur Entstehung von Verletzungen (Bahr & Holme, 2003).

Ein wichtiger Punkt dabei ist, dass Risikofaktoren in modifizierbare und nicht-modifizierbare Faktoren unterteilt werden können (Bahr & Holme, 2003). Obwohl nicht-modifizierbare Risikofaktoren wie Geschlecht und Alter oder anatomische und hormonelle Faktoren wie auch Vorverletzungen bei dem Zustandekommen einer Verletzung von Bedeutung sein können und in der Forschung zur Verletzungsprävention oftmals untersucht worden sind (Mandelbaum & Putukian, 1999; Pfirmann et al., 2016; Read et al., 2018; Rumpf & Cronin, 2012), lassen sie sich nicht durch Training beeinflussen und bieten daher keine Möglichkeit für Interventionen (Taylor et al., 2015; Yoo et al., 2010). Daher ist es essenziell, Faktoren wie Kraft, Gleichgewicht und Bewegungsmuster zu untersuchen, die durch Trainingsinterventionen potenziell modifizierbar sind (Bahr & Holme, 2003).

3.3.1 Risiko-Screening: Beschreibung der verschiedenen Testverfahren

Die Grundlage für eine zuverlässige Identifizierung von verletzungsrelevanten Risikofaktoren ist die Verwendung von standardisierten Testverfahren (Bahr, 2016). Bezüglich der Einordnung und Bezeichnung von Testverfahren mangelt es jedoch sowohl in der Forschung als auch in der Praxis an einer klaren begrifflichen Trennung sowie einer einheitlichen Definition. Die vorliegende kumulative Dissertation orientiert sich an der Begrifflichkeit von Kolodziej et al. (2019)

und setzt Testverfahren mit Risiko-Screening gleich. Des Weiteren erfolgt die Unterteilung von Risiko-Screenings in biomechanische Screenings und Movement Screenings (Kolodziej et al., 2019). Generell ist ein Screening eine Strategie, die in der Medizin eingesetzt wird, um frühzeitig pathologische Auffälligkeiten, die auf Krankheiten hinweisen, zu entdecken und das Sterberisiko durch frühzeitige Intervention zu verringern (Bahr, 2016). Übertragen auf die Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball bedeutet dies, dass man bei unverletzten Spielern durch ein Risiko-Screening verletzungsrelevante Risikofaktoren bzw. Prädispositionen identifizieren möchte, um durch individualisierte Trainingsinterventionen die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten einer Verletzung zu reduzieren (Kolodziej et al., 2019). Laborbasierte biomechanische Screenings bedienen sich klassischer Messverfahren und erfassen mithilfe von komplexen mechanischen, elektronischen und bildgebenden Verfahren unterschiedliche physikalische Messgrößen wie Kraft, Winkel(-geschwindigkeiten) oder Gelenkmomente hochpräzise (Kolodziej et al., 2019). Die wesentlichen biomechanischen Screenings, die sich auf die Mechanismen und die damit verbundenen Risikofaktoren für Verletzungen der unteren Extremitäten im Fußball konzentrieren, sind die 3-dimensionale Bewegungsanalyse, die Posturographie sowie isometrische und isokinetische Maximalkrafttests mittels Dynamometer.

Die 3-dimensionale Bewegungsanalyse kann Segmentbewegungen und Gelenkkinetik während sportlicher Bewegungen, aber vor allem während der Simulation von Verletzungsmechanismen genau abschätzen und bietet eine Möglichkeit, Bewegungsstrategien oder -techniken zu bewerten, die einen Athleten für Verletzungen der unteren Extremitäten prädisponieren könnten (Fox et al., 2016). Isokinetische Dynamometer sind computergestützte Instrumente und gelten seit mehr als 50 Jahren als der Goldstandard für die Messung der Kraftfähigkeiten, sowohl der statischen Maximalkraft bei definierten Gelenkwinkeln als auch der dynamischen exzentrischen oder konzentrischen Maximalkraft bei gegebener Winkelgeschwindigkeit (Dvir, 1996; Hislop & Perrine, 1967; Levine et al., 1991). Apparative Verfahren zur Beurteilung der Gleichgewichtsfähigkeit versuchen, das Gleichgewicht – also die Fähigkeit, die vertikale Projektion des Körperschwerpunktes über der Unterstützungsfläche zu halten – mithilfe objektiver Messverfahren und quantitativer Messgrößen zu bestimmen und entwickeln sich zum Goldstandard für die Posturographie (Bell et al., 2011; Guskiewicz & Perrin, 1996; Hiller et al., 2011; McKeon & Hertel, 2008; Ruhe et al., 2011).

Im Gegensatz zu einem biomechanischen Screening handelt es sich bei einem Movement Screening um ein mit geringem technischem Aufwand durchzuführendes Testverfahren, das von jedem, vom Trainer bis zum medizinischen Fachpersonal, durchgeführt werden kann, um

die Komponenten physischer Leistungsfähigkeit der jeweiligen Sportart zu untersuchen, schmerzhafte Bewegungsmuster zu identifizieren und die Bewegungsqualität zu bewerten. Movement Screenings basieren auf der Beobachtung einer einzelnen Bewegungen und/oder einer zusammengesetzten Testbatterie, teils mit Unterstützung einfacher Testkits (Kolodziej et al., 2019). Neben dem Einsatz in Return-to-play-Algorithmen (Keller et al., 2016) werden Movement Screenings auch im Rahmen der Leistungsdiagnostik eingesetzt, um Defizite und Prädispositionen zu erkennen, die zu Verletzungen führen können (McCall et al., 2014). Im Detail gibt es eine Vielzahl von Movement Screenings, die zur Beurteilung der Funktion, zur Bestimmung von Asymmetrien und Dysbalancen oder zur Vorhersage von Verletzungen bei Sportlern verwendet werden, wobei die Benennung und Methodik nicht einheitlich sind (Keller & Kurz, 2016). Weitverbreitete Movement Screenings sind der Y-Balance-Test und das Balance Error Scoring System (BESS) zur Bewertung der dynamischen und statischen Gleichgewichtsfähigkeit, verschiedene Hop Tests zur Bewertung der dynamischen Kniestabilität, das Landing Error Scoring System (LESS) zur Bewertung des Landeverhaltens und der Functional Movement Screen (FMS) zur Bewertung funktioneller Bewegungsmuster (Kolodziej et al., 2019).

3.3.2 Risiko-Screening: Testgütekriterien

Bahr & Holme (2003) wiesen darauf hin, dass die Fähigkeit einer prospektiven Kohortenstudie, potenzielle Risikofaktoren bzw. Prädispositionen eindeutig zu identifizieren, von der Genauigkeit der Messungen und somit von der Genauigkeit der Risiko-Screenings abhängt. Ein weiteres Argument für eine möglichst hohe Genauigkeit ist, dass diese die erforderliche Stichprobengröße der Studie erheblich beeinflusst (Bahr & Holme, 2003). Darüber hinaus empfehlen Read et al. (2016), standardisierte Risiko-Screenings zu verwenden, die: (1) sich auf die Mechanismen und die damit verbundenen Risikofaktoren für Verletzungen konzentrieren, (2) in der Lage sind, funktionelle Defizite zu erkennen, die bei der frühzeitigen Identifizierung von Spielern mit hohem Risiko helfen und (3) eine angemessene Validität und Reliabilität aufweisen. Der letzte Punkt, eine angemessene Validität und Reliabilität, ist insofern von herausragender Bedeutung, als dass er mit der von Bahr & Holme (2003) geforderten Genauigkeit gleichzusetzen ist.

- Die Validität gibt Aufschluss darüber, ob ein Risiko-Screening das misst, was es messen soll, und bezieht sich auf die Übereinstimmung zwischen dem beobachteten Wert und dem wahren Wert einer Messung (Portney & Watkins, 2009). Je nach Art der Messung und deren Bedeutungen kann die Validität verschiedene Beschreibungen haben:
 - Inhaltliche Validität

- Konstruktvalidität
- Kriteriumsvalidität
 - Die Kriteriumsvalidität ist ein Maß dafür, wie gut ein Risiko-Screening mit einem Goldstandard korreliert. Zur Kriteriumsvalidität gehört auch die prädiktive Validität, d. h. wie gut ein Risiko-Screening ein Ergebnis wie zum Beispiel eine Verletzung vorhersagt (Thomas et al., 2022). Das Ziel einer prospektiven Kohortenstudie besteht darin, den mit dem Verletzungsrisiko verbundenen Risikofaktor zu ermitteln. Dies entspricht der Definition der prädiktiven Validität, d. h. dem Ausmaß, in dem Messungen von Prädiktorvariablen die Kriteriumswerte genau vorhersagen können (Thomas et al., 2022).
- Die Reliabilität bezieht sich auf die Reproduzierbarkeit der Werte eines Risiko-Screenings bei wiederholten Versuchen mit denselben Personen. Bessere Reliabilität bedeutet eine bessere Präzision einzelner Messungen und eine bessere Überwachung von Veränderungen bei Messungen in der Forschung oder in der Praxis (Hopkins, 2000).

Eine geringe Reliabilität bedeutet, dass die Messungen ein hohes Maß an Messfehlern oder Zufallsfehlern enthalten und hat zur Folge, dass ein größerer Stichprobenumfang erforderlich ist, um einen Zusammenhang zwischen Gruppen festzustellen. Dies hat offensichtliche Auswirkungen auf die Gestaltung prospektiver Kohortenstudien, in denen Gruppen verglichen werden, d. h. eine verletzte und eine nicht verletzte Gruppe (Hayen et al., 2007). Die geringe Reliabilität der Messung kann durch die Vergrößerung der Stichprobengröße, sowohl der verletzten als auch der nicht verletzten Spieler, kompensiert werden, was jedoch im Elitebereich nur bedingt umsetzbar ist. Abschließend ist festzuhalten, dass die Reliabilität eines Risiko-Screenings von entscheidender Bedeutung ist, da sie eine Voraussetzung für die Validität des Risiko-Screenings ist (Batterham & George, 2003). Bevor also ein bestimmtes Risiko-Screening im Hinblick auf die Vorhersage von Verletzungen untersucht werden kann, muss zunächst nachgewiesen werden, dass das Risiko-Screening reliabel ist (McCunn et al., 2016). Darüber hinaus versteht man unter der Objektivität eines Risiko-Screenings den Grad, in dem die Testergebnisse unabhängig vom Untersucher und von situativen Einflüssen sind. Vor allem die Objektivität der Durchführung und Auswertung ist bei Risiko-Screenings von herausragender Bedeutung (Bös, 2017).

Laborbasierte biomechanische Screenings zeichnen sich aufgrund ihrer hohen Standardisierung mittels apparativer Technik, einer regelmäßigen Kalibrierung und der eindeutigen Darstellung des Testergebnisses in Form einer quantitativen Maßzahl durch ihre Objektivität aus, weisen

eine gute bis exzellente Reliabilität auf, solange mögliche Einflussfaktoren kontrolliert werden und werden dadurch auch als Goldstandardverfahren definiert (Brown & Weir, 2001; Ekegren et al., 2009). Untersuchungen haben gezeigt, dass mittels 3-dimensionaler Bewegungsanalyse biomechanische Variablen der unteren Extremitäten während dynamischer Bewegungen hoch reliabel quantifiziert werden können (Ford et al., 2007; Milner et al., 2011; Mok et al., 2018). So konnten Mok et al. (2018) und Mok et al. (2016) sowohl bei Landungen als auch bei Richtungswechseln für die meisten erhobenen Variablen eine gute bis exzellente Reliabilität nachweisen. Messungen des Drehmoments und der Winkelgeschwindigkeit mit verschiedenen isokinetischen Dynamometern haben sich in mehreren Untersuchungen sowohl als reliabel als auch als valide erwiesen. Vor allem für das Kniegelenk konnte eine gute Reproduzierbarkeit des maximalen Drehmoments mit Korrelationskoeffizienten von 0,7-0,9 erreicht werden (Bemben et al., 1988; Bohannon & Smith, 1989; Drouin et al., 2004; Farrell & Richards, 1986; Maffiuletti et al., 2007; Patterson & Spivey, 1992; Timm et al., 1992). Im Rahmen der Entwicklung eines standardisierten Testverfahrens zur Bestimmung der isometrischen Kraftfähigkeiten der Hüftmuskulatur mittels Dynamometer konnte sogar eine exzellente Reliabilität (ICC 0,95-0,99) nachgewiesen werden (Kolodziej, 2019).

Die apparativen Verfahren der Posturographie werden als logisch valide betrachtet, da die erfassten Schwankungswege in direktem Zusammenhang zur Gleichgewichtsfähigkeit gesehen werden (Bös, 2017). Eine hohe Reliabilität ist dann gewährleistet, sobald eine hohe Standardisierung der Messung vorliegt (Dobberke et al., 2022; Ruhe et al., 2010).

Im Gegensatz zur Verwendung von biomechanischen Screenings ist die Verwendung von Movement Screenings als Mess- und Prognoseinstrumente jedoch in mindestens zwei wichtigen Punkten umstritten. Das erste Problem besteht darin, dass die Aussagekraft von Movement Screenings nicht eindeutig ist. Einige Studien haben gezeigt, dass Movement Screenings eine vorgeschädigte untere Extremität von einer funktionsfähigen unteren Extremität unterscheiden können (Akbari et al., 2006; Olmsted et al., 2002), während andere diese Behauptung widerlegen (Kivlan et al., 2013; Munn et al., 2002). Die gleichen widersprüchlichen Ergebnisse gibt es hinsichtlich der Fähigkeit von Movement Screenings, Verletzungen vorherzusagen, worauf im nächsten Teilkapitel detailliert eingegangen wird (Hjelm et al., 2012; Plisky et al., 2006; Schroeder et al., 2016). Der zweite Punkt ist, wie bereits genannt, dass Movement Screenings reliabel, valide und sensitiv sein und einen akzeptablen Messfehler aufweisen sollten, um klinisch nützlich zu sein. So ist beispielsweise die Verwendung eines Movement Screenings als

Risiko-Screening zur Vorhersage von Verletzungen bedenklich, wenn die erforderliche Reliabilität und Kriteriumsvalidität oder die prädiktive Validität nicht nachgewiesen ist (Davidson & Keating, 2014). Des Weiteren sind einige Movement Screenings aufgrund der subjektiven Bewertung durch den Untersucher fehleranfällig (Kolodziej et al., 2019).

Hegedus et al. (2014) und Hegedus et al. (2015) identifizierten in ihren systematischen Übersichtsarbeiten 14 Movement Screenings der unteren Extremität, die Bestandteil von wissenschaftlichen Untersuchungen an Sportlern waren und bewerteten deren methodische Qualität (Abbildung 6).

Test	Statistical property				
	Reliability	Agreement	Hypothesis testing	Criterion validity	Responsiveness
Star excursion balance test	Good	No studies	Poor to good	Excellent	No studies
Sprint test: 40 yards	Poor	No studies	No studies	No studies	Poor
Shuttle run	Poor	No studies	Poor to fair	No studies	Poor to good
Vertical jump	Poor	No studies	No studies	Poor to excellent	Good to excellent
One leg hop for distance	Poor	No studies	Poor to good	Poor to excellent	Fair
One leg hop for distance: three hops	Poor	No studies	No studies	No studies	Fair
Triple crossover hop for distance	Poor	No studies	Poor	No studies	No studies
6-meter timed hop	Poor	No studies	Poor	No studies	Poor to fair
6-meter timed crossover hop	Poor	Poor	Good	No studies	No studies
Hexagon hop	Poor	No studies	Good	Poor	No studies
Medial hop	Poor to good	Poor	Good	Poor	No studies
Lateral hop	Poor to good	Poor	Good	Poor	No studies
T-agility	No studies	No studies	No studies	No studies	Fair to good
Multistage fitness	No studies	No studies	No studies	Excellent	Good

Abbildung 6: Zusammenfassung der methodischen Qualität inkludierter Studien in der systematischen Übersichtsarbeit von Hegedus et al. (2015).

Hegedus et al. (2015) bewerteten die methodische Qualität der Studien im Allgemeinen jedoch als schlecht. Lediglich der mediale und laterale Hop-Test stellen eine Ausnahme dar, da sie Teil einer Untersuchung mit guter methodischer Qualität waren (Kea et al., 2001). Die Reliabilität des Star-Excursion-Balance-Tests (eine Abwandlung des Y-Balance-Tests) wurde in zwei Studien von guter methodischer Qualität untersucht (Hertel et al., 2000; Plisky et al., 2009), die jedoch aufgrund der geringen Stichprobengröße in der systematischen Übersichtsarbeit nicht berücksichtigt wurden, so dass die Reliabilität des Star-Excursion-Balance-Tests nicht bekannt ist (Hegedus et al., 2015). McCunn et al. (2016) bestätigen das Ergebnis in ihrer kritischen Übersichtsarbeit und stellen fest, dass derzeit keine Aussagen über die Nützlichkeit des Star-Excursion-Balance-Tests getroffen werden können.

Weitere Movement Screenings, die eher verletzungsspezifischere Bewegungsmuster in Risikobewegungen untersuchen und eine subjektive Bewertung vornehmen, wie beispielsweise das Landing Error Scoring System (und seine zahlreichen Variationen) (Cortes & Onate, 2013; Padua et al., 2011; Padua et al., 2009) und der Tuck Jump (Myer et al., 2008) weisen eine

akzeptable Intra- und Inter-Rater-Reliabilität auf (Herrington et al., 2013; Onate et al., 2010; Padua et al., 2011; Padua et al., 2009; Smith et al., 2012). Der LESS wurde in einer großen Studie anhand des Goldstandards der 3-dimensionalen kinematischen und kinetischen Bewegungsanalyse validiert und Kriteriumsvalidität konnte nachgewiesen werden (Padua et al., 2009). Dahingegen wurde die Validität des Tuck Jumps bisweilen nicht überprüft (Chimera & Warren, 2016; McCunn et al., 2016). Jüngste systematische Übersichtsarbeiten berichten über eine akzeptable Intra-Rater- und Inter-Rater-Reliabilität für den Functional Movement Screen (FMS) (Cuchna et al., 2016; Kraus et al., 2014; Moran et al., 2016); wobei anzumerken ist, dass diese Schlussfolgerung in der Literatur nicht einstimmig ist (McCunn et al., 2016). Es sollte auch beachtet werden, dass McCunn et al. (2016) die Mehrheit der Studien mit einer schlechten methodischen Qualität einstufen. Die Inhaltsvalidität ist für einen Großteil des FMSs nicht bekannt. Für eines der Bewegungsmuster – den Deep Squat – gibt es eine veröffentlichte biomechanische Analyse (Butler et al., 2010). Was jedoch aus biomechanischer Sicht bei den anderen sechs Bewegungsmuster passiert, ist bisweilen nicht bekannt (Chimera & Warren, 2016).

Eine systematische Übersichtsarbeit von Bell et al. (2011) zeigt, dass die Reliabilität des BESS-Gesamtergebnisses und der einzelnen Tests von schlecht über mäßig bis gut reichte, je nach Art der bewerteten Reliabilität. Die Kriteriumsvalidität des BESS wurde durch die Korrelation der BESS-Werte mit objektiven Schwankungswerten auf einer Kraftmessplatte überprüft. Signifikante Korrelationen zwischen den Testaufgaben des BESS und den Schwankungswerten wurden festgestellt, wobei die Korrelationskoeffizienten zwischen $r = 0,31$ und $0,79$ lagen (Riemann et al., 1999b). Movement Screenings, um die Kraftfähigkeit zu erfassen, konzentrieren sich im Wesentlichen auf die Verwendung von Handkraftmessgeräten und die 1-Repetition-Maximum (1-RM) Methode (Brown & Weir, 2001; Lienhard et al., 2013). Vor allem Handkraftmessgeräten fehlt eine Standardisierung hinsichtlich der Ausgangsposition der Probanden, der Position des Testers und des Messinstrumentes. Darüber hinaus werden die Ergebnisse durch die Kraftfähigkeiten des Testers beeinflusst (Meyer et al., 2013).

Zusammenfassend zeigt die voranstehende Literaturanalyse bezüglich der Testgütekriterien von Risiko-Screenings, dass die zahlreichen Movement Screenings zwar oftmals Bestandteil von Untersuchungen sind, deren methodische Qualität jedoch als schlecht einzustufen ist. Des Weiteren wird die Validität und Reliabilität dieser Risiko-Screening überwiegend als nicht angemessen bzw. sogar als nicht vorhanden eingestuft. Im Gegensatz dazu zeichnen sich laborbasierte biomechanische Screenings durch eine gute bis exzellente Reliabilität aus und werden als logisch valide betrachtet. Um der Forderung von Bahr & Holme (2003), dass die Fähigkeit

einer prospektiven Kohortenstudie, potenzielle Risikofaktoren bzw. Prädispositionen eindeutig zu identifizieren, von der Genauigkeit der Risiko-Screenings abhängt, nachzukommen, ist es daher unerlässlich laborbasierte biomechanische Screenings zu verwenden.

3.3.3 Risiko-Screening: Zusammenhang mit Verletzungen

Die Literaturanalyse zu biomechanischen Screenings zeigt, dass sich vor allem in Bezug auf Kraftfähigkeiten und Gleichgewichtsfähigkeiten ein Zusammenhang zum Auftreten von Verletzungen nachweisen lässt (Cameron et al., 2003; Croisier et al., 2008; Engebretsen et al., 2010; Fousekis et al., 2011; Freckleton & Pizzari, 2012; Gribble et al., 2016; Hadzic et al., 2009; Lee et al., 2018; McGuine et al., 2000; Opar et al., 2015; Orchard et al., 1997; Soderman et al., 2001; Thorborg et al., 2014; Tropp et al., 1984; Tyler et al., 2001; Wang et al., 2006; Willems et al., 2005; Yeung et al., 2009; Zazulak et al., 2007). Weiterhin gibt es deutliche Hinweise, dass veränderte Bewegungsmuster der unteren Extremitäten bei dynamischen Risikobewegungen das Risiko von vorderen Kreuzbandverletzungen erhöhen (Hewett et al., 2005; Myer et al., 2010; Myer et al., 2011; Paterno et al., 2010). Dahingegen liegen bis auf den Functional Movement Screen (FMS) wenige wissenschaftliche Studien vor, die den Zusammenhang zwischen Testwerten aus Movement Screenings und dem Auftreten von Verletzungen untersuchen (McCunn et al., 2016; Moran et al., 2017). Trotz zahlreicher Untersuchungen des FMS als Movement Screening, um verletzte von nicht verletzten Probanden zu unterscheiden, gibt es keine eindeutigen Belege, dass der FMS zur Verletzungsprävention eingesetzt werden soll (Whittaker et al., 2016). Drei systematische Übersichtsarbeiten bestätigen die widersprüchliche Literaturübersicht und schlussfolgern, dass die Stärke des Zusammenhangs zwischen FMS-Testwerten und Verletzungen nicht ausreicht, um die Verwendung als Risiko-Screening zur Verletzungsvorhersage zu unterstützen (Dorrel et al., 2015; McCunn et al., 2016; Moran et al., 2017). Im Fußball war das Ausmaß des Effekts unklar und es gab sogar Evidenzen, die von der Verwendung des FMS zur Verletzungsvorhersage abraten (Moran et al., 2017). Diese Ergebnisse stimmen mit den systematischen Übersichtsarbeiten von Hegedus et al. (2015) und Hegedus et al. (2014) weitestgehend überein. Die Autoren schlussfolgerten, dass das Risiko von Knieverletzungen anhand von Movement Screenings nicht hinreichend vorhergesagt werden kann. Aussagen zum generellen Verletzungsrisiko der unteren Extremitäten lassen sich zurzeit nur anhand der Testergebnisse des Y-Balance-Tests bei Basketballspielern belegen (Chimera & Warren, 2016; Hegedus et al., 2015; Hegedus et al., 2014). Die Möglichkeit, einen Zusammenhang zwischen Bewegungsmustern und Verletzungsrisiko herzustellen, birgt prinzi-

piell ein großes Potenzial für die Ermittlung modifizierbarer kausaler Mechanismen für Verletzungen, die mit präventiven Maßnahmen angegangen werden können. Das Landing Error Scoring System (LESS) zielt zum Beispiel darauf ab, fehlerhafte Bewegungsmuster während der Landung nach einem Sprung zu identifizieren, wie z. B. eine verminderte Flexion der Hüfte oder einen vergrößerten Knieabduktionswinkel (Padua et al., 2015). Die systematische Übersichtsarbeit von Whittaker et al. (2016) zeigt jedoch, dass es widersprüchliche Erkenntnisse dafür gibt, dass fehlerhafte Bewegungsmuster im LESS mit einem erhöhten Verletzungsrisiko assoziiert sind. Weiterhin schlussfolgern die Autoren, dass es generell wenig aussagekräftige Befunde gibt, die die Einführung von Movement Screenings zur Vorhersage von Verletzungen der unteren Extremitäten unterstützen (Whittaker et al., 2016). Die Ergebnisse der systematischen Übersichtsarbeit von Fox et al. (2016) belegen diese Schlussfolgerung und kommen zu der Aussage, dass es nur begrenzte Belege für die Vorhersagekraft von Movement Screenings zur Identifizierung von fehlerhaften Bewegungsmustern und zukünftigen Verletzungen gibt. Eine weitere systematische Übersichtsarbeit von Dallinga et al. (2012) beschäftigt sich auch mit der Frage, welche Movement Screenings Verletzungen der unteren Extremitäten in Mannschaftssportarten vorhersagen können. Sie kommen zu dem Ergebnis, dass Movement Screenings zwar eine bessere praktische Anwendbarkeit im Vergleich zu biomechanischen Screenings aufweisen und medizinischem Personal ein besseres ganzheitliches Verständnis der körperlichen Leistungsfähigkeit der Sportler ermöglichen, der prädiktive Wert dieser Risiko-Screenings jedoch noch unbekannt ist (Dallinga et al., 2012). Im Einklang schlussfolgern McCunn et al. (2016), dass keines der in der wissenschaftlichen Literatur vorgestellten Movement Screenings über genügend Nachweise verfügt, um als "Verletzungsvorhersagetool" bezeichnet zu werden.

3.3.4 Verletzungsrelevante Risikofaktoren im Nachwuchsfußball

Zahlreiche Studien untersuchten den Zusammenhang von Risikofaktoren und dem Auftreten von Verletzungen im Nachwuchsfußball. Viele der identifizierten Risikofaktoren sind jedoch nicht modifizierbar (Bult et al., 2018; Kucera et al., 2005; Rössler et al., 2018; Van der Sluis et al., 2015; Van der Sluis et al., 2014), weswegen sich die nachfolgende Darstellung des aktuellen Standes der Literatur überwiegend auf modifizierbare Risikofaktoren bei männlichen Nachwuchsfußballern bezieht.

Read et al. (2016) haben in Ihrer Übersichtsarbeit ein hypothetisches hierarchisches Risikomodelle für Knie- und Sprunggelenksverletzungen bei Nachwuchsfußballern entwickelt (Abbil-

dung 7). Dabei handelt es sich um ein theoretisches Modell, das auf zuvor identifizierten neuromuskulären Asymmetrien bei erwachsenen Frauen und Männern basiert (Read et al., 2016). Auf der obersten Ebene des Modells werden die Risikofaktoren für Knie- und Sprunggelenksverletzungen erfasst. Wesentliche Faktoren des hierarchischen Modells sind Kraftfähigkeiten der unteren Extremitäten und des Rumpfes, Gleichgewichtsfähigkeit und einbeinige Bewegungsmuster (Read et al., 2016).

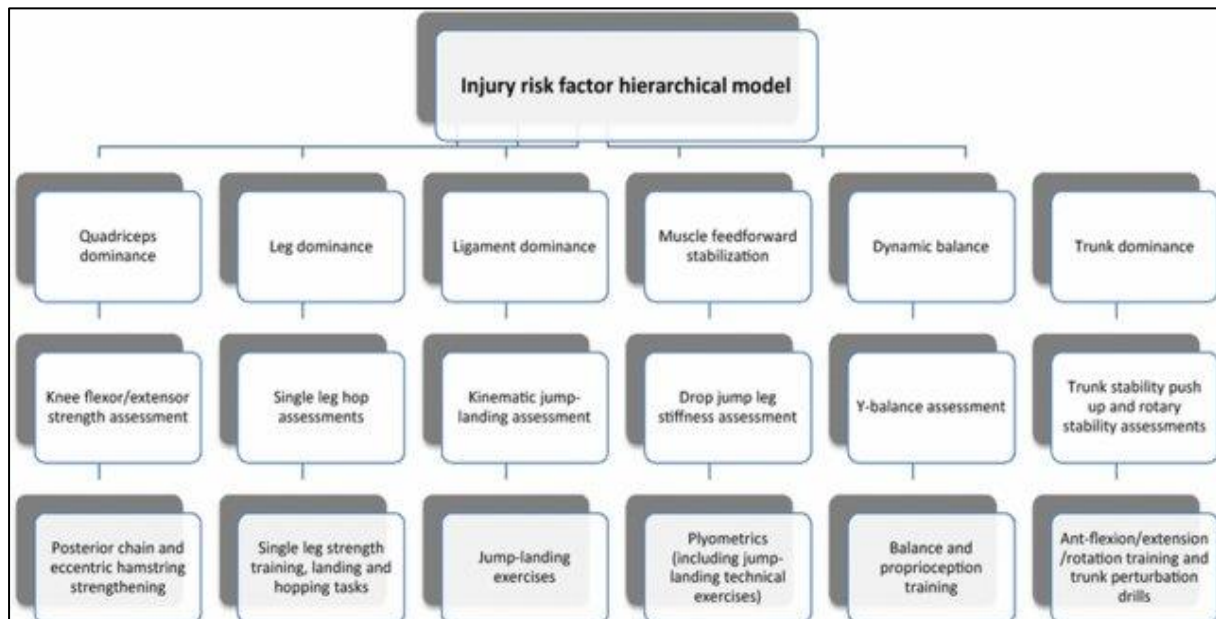


Abbildung 7: Hypothetisches hierarchisches Risikomodell für Knie- und Sprunggelenksverletzungen bei Nachwuchsfußballern (Read et al., 2016).

Eine Zusammenfassung der Studienlage hinsichtlich identifizierter Risikofaktoren im Nachwuchsfußball inklusive verwendeter Testverfahren und statistischer Vorgehensweise lässt sich Tabelle 4 entnehmen.

Tabelle 4: Zusammenfassung der Studienlage hinsichtlich identifizierter Risikofaktoren im Nachwuchsfußball

Autor(en)	Stichprobe	Testverfahren	Statistische Analyse	Identifizierte Risikofaktoren	Nicht identifizierte Risikofaktoren
Read et al. (2018)	Nachwuchsleistungs- fußballer U11–U18 (n = 356)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Chronologisches Alter ▪ Single Leg Hop for Distance ▪ Single Leg 75 % horizontal Hop and Stick ▪ Single Leg Countermovement Jump ▪ Tuck Jump 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Univariate logistische Regression 2. Multivariate logistische Regression 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Asymmetrie vertikale Bodenreaktionskraft beim Single Leg Countermovement Jump (U11–U12 und U15–U16) ▪ Maturational offset ▪ Niedrigere vertikale Bodenreaktionskraft beim Single Leg Countermovement des rechten Beins im Verhältnis zum Körpergewicht, fortgeschrittenes chronologisches Alter (U13–U14, U15–U16 und U18) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Single Leg Hop for Distance ▪ Single Leg 75 % horizontal Hop and Stick ▪ Tuck Jump
Frisch et al. (2011)	Regionale Nachwuchsfußballer U15–U19 (n = 67)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Fragebogen (Vorverletzungen, physische Ermüdung und emotionaler Stress) ▪ Anthropometrie ▪ Gelenklaxität ▪ Hop-Test ▪ Shuttle-Run-Test ▪ Isokinetische Tests Oberschenkel ▪ Statischer Gleichgewichtstest ▪ Dynamischer Gleichgewichtstest ▪ Squat Jump ▪ Countermovement Jump 	Cox-Regression	Physische Ermüdung (Fragebogen)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Emotionaler Stress ▪ Vorverletzung ▪ Gelenklaxität ▪ VO₂max ▪ % Körperfett ▪ Skinfold ▪ BMI ▪ Statische Gleichgewichtsfähigkeit ▪ Dynamische Gleichgewichtsfähigkeit ▪ Hop for Distance ▪ Side Hop ▪ Maximales Drehmoment bei unterschiedlichen muskulären Arbeitsweisen und Geschwindigkeiten ▪ Squat Jump Sprunghöhe ▪ Countermovement Jump Sprunghöhe

Autor(en)	Stichprobe	Testverfahren	Statistische Analyse	Identifizierte Risikofaktoren	Nicht identifizierte Risikofaktoren
Sieland et al. (2020)	Nachwuchsleistungsfußballer (n = 205)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Alter ▪ Drop Jump ▪ Countermovement Jump ▪ Single Leg Hop for Distance ▪ Seitenasymmetrie Single Leg Hop for Distance ▪ Sit-and-Reach ▪ Isometrischer Maximalkrafttest Oberschenkel ▪ Sprint 10 m ▪ Sprint 30 m ▪ Zig-Zag-Test ohne Ball ▪ Zig-Zag-Test mit Ball 	Einfaktorielle Varianzanalyse	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Alter ▪ Seitenasymmetrie Single Leg Hop for Distance 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Drop Jump ▪ Countermovement Jump ▪ Single Leg Hop for Distance ▪ Sit-and-Reach ▪ Isometrischer Maximalkrafttest Oberschenkel ▪ Sprint 10 m ▪ Sprint 30 m Zig-Zag-Test ohne Ball ▪ Zig-Zag-Test mit Ball
Engin & Arslan (2020)	Nachwuchsleistungsfußballer U13, U16 und U19 (n = 57)	Functional Movement Screen	Logistische Regression		FMS Score
Read et al. (2020)	Nachwuchsleistungsfußballer (n = 346)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Alter ▪ Größe ▪ Y-Balance-Test 		Reichweite nach anterior beim Y-Balance-Test (geringer und inkonsistenter Zusammenhang)	Unterschied in absoluter Reichweite > 4 cm
Ko et al. (2018)	Nachwuchsleistungsfußballer (n=64)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Alter ▪ Größe ▪ BMI ▪ Star-Excursion-Balance-Test ▪ Single-Leg-Hop-Test 		Posterior-laterale und posterior-mediale Punktzahl des Star-Excursion-Balance-Test Single Leg Hop	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Alter ▪ Größe ▪ BMI ▪ Punktezahl nach anterior des Star-Excursion-Balance-Test

Autor(en)	Stichprobe	Testverfahren	Statistische Analyse	Identifizierte Risikofaktoren	Nicht identifizierte Risikofaktoren
De Ridder et al. (2017)	Nachwuchsfußballer (n = 133)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Isometrische Maximalkraft Hüfttextensoren (Handkraftmessung) ▪ Isometrische Maximalkraft Hüftadduktoren (Handkraftmessung) ▪ Isometrische Maximalkraft Hüftabduktoren (Handkraftmessung) 	Multivariate Cox-Regression	Reduzierte Kraftfähigkeiten der Hüfttextensoren	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Isometrische Maximalkraft ▪ Isometrische Maximalkraft Hüftadduktoren ▪ Isometrische Maximalkraft Hüftabduktoren
Raisanen et al. (2018)	Nachwuchsfußballer (n = 445)	Frontal Plane Projection Angle während einbeiniger Kniebeuge	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Univariate Analyse (Mann-Whitney U-Test, T-Test und Chi²-Test) ▪ Verallgemeinertes lineares gemischtes Modell 		Frontal Plane Projection Angle während einbeiniger Kniebeuge
Venturelli et al. (2011)	Nachwuchsleistungs- fußballer (n = 96)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Anthropometrie ▪ Yo-Yo-Test Level 2 ▪ Squat Jump ▪ Countermovement Jump ▪ Sit-and-Reach 	Multivariate Cox-Regression	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Vorverletzung ▪ Prozentualer Unterschied zwischen Sprunghöhe im Squat ▪ Jump und Countermovement Jump ▪ Körpergröße 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Gewicht ▪ BMI ▪ Körperfett ▪ Yo-Yo-Test ▪ Sprunghöhe Squat Jump ▪ Sprunghöhe Countermovement Jump ▪ Sit-and-Reach
Oliver et al. (2020)	Nachwuchsleistungs- fußballer (n = 355)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Anthropometrie ▪ Single Leg Countermovement Jump ▪ Single Leg Hop for Distance ▪ 75 % Hop Distance and Stick ▪ Y-Balance-Test ▪ Tuck Jump 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Multivariate logistische Regression ▪ Decision Trees 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Asymmetrie beim Single Leg Countermovement Jump ▪ Asymmetrie beim 75 % Hop Distance and Stick ▪ Asymmetrie beim Y-Balance-Test, Knievalguswinkel (Tuck Jump) ▪ Körpergröße 	

Autor(en)	Stichprobe	Testverfahren	Statistische Analyse	Identifizierte Risikofaktoren	Nicht identifizierte Risikofaktoren
Rommers et al. (2020)	Nachwuchsleistungs- fußballer (n = 734)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Anthropometrie ▪ Körperkoordinationstest für Kinder (KTK) ▪ Ghent-University-Dribbling-Test ▪ Sit-and-Reach-Test ▪ Yo-Yo-Test Level 1 ▪ Standing Broad Jump ▪ Countermovement Jump ▪ Curl-ups ▪ Repeated-Sprint-Test ▪ Agility T-Test ▪ 30 m Sprint-Test 	Extreme Gradient Boosting (XGBoost)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Vorhergesagtes Alter bei der Peak Height Velocity ▪ Körpergröße ▪ Beinlänge ▪ Körperfett ▪ Durchschnittliche Leistung beim Standing Broad Jump 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Körperkoordinationstest für Kinder (KTK) ▪ Ghent-University-Dribbling-Test ▪ Sit-and-Reach-Test ▪ Yo-Yo-Test Level 1 ▪ Standing Broad Jump ▪ Countermovement Jump ▪ Curl-ups ▪ Repeated-Sprint-Test ▪ Agility T-Test ▪ 30 m Sprint-Test

Die Ergebnisse dieser Literaturübersicht zeigen, dass die Mehrzahl der verwendeten Testverfahren im Nachwuchsfußball Movement Screenings sind, deren Verwendung als Mess- und Prognoseinstrument, vor allem zur Identifizierung von Risikofaktoren, umstritten ist (siehe Kapitel 3.3.2 und 3.3.3). Des Weiteren identifizieren einige Studien anthropometrische Messgrößen als Risikofaktoren, die sich nicht durch Training modifizieren lassen und daher keine Möglichkeit für Interventionen bieten. Die zugrunde liegenden statistischen Analysen der aufgeführten Studien identifizieren Risikofaktoren anhand von univariaten und/oder multivariaten Regressionsmodellen. Risikofaktoren können somit identifiziert und das Verletzungsrisiko vorhergesagt werden, ihre Interaktion beim Zustandekommen einer Verletzung sowie die Ermittlung von praxisrelevanten Grenzwerten fehlen jedoch. Dahingegen liefern moderne statistische Ansätze, einschließlich des maschinellen Lernens, vielversprechende Ergebnisse bei der Vorhersage von Verletzungen in verschiedenen Sportarten unter Verwendung einer Vielzahl von verletzungsrelevanter Risikofaktoren (López-Valenciano et al., 2018; Oliver et al., 2020; Rommers et al., 2020; Van Eetvelde et al., 2021). Zwei der vielversprechendsten, aber auch widersprüchlichen Ergebnisse zur Vorhersage des Verletzungsrisikos wurden bei Nachwuchsleistungsfußballern erzielt (Tabelle 4). Sowohl Rommers et al. (2020) als auch Oliver et al. (2020) untersuchten prospektiv eine große Stichprobe von männlichen Nachwuchsleistungsfußballern anhand einer Testbatterie, die anthropometrische motorische Koordinations- und physische Testverfahren umfasste. Rommers et al. (2020) identifizierten ein höheres vorhergesagtes Alter bei der Peak Height Velocity, eine höhere Körpergröße, eine größere Beinlänge, einen geringeren Fettanteil und eine durchschnittliche Leistung beim Standing Broad Jump als die fünf wichtigsten Prädiktoren für Verletzungen, wobei sie einen Extreme Gradient Boosting-Algorithmus (XGBoost) mit einer Genauigkeit von 85 % verwendeten. Auf der Grundlage ihres maschinellen Lernmodells, das den leistungsstärksten Entscheidungsbaum verwendete, kamen Oliver et al. (2020) zu dem Schluss, dass Asymmetrie beim Single Leg Countermovement Jump, Asymmetrie beim 75 % Hop Distance and Stick, Asymmetrie beim Y-Balance-Test, der durch den Tuck-Jump-Test ermittelte Knievalguswinkel links sowie die Körpergröße zum Verletzungsrisiko beitragen.

4 Zusammenfassung des theoretischen Hintergrundes, Kernprobleme und Schlussfolgerungen

Die Analyse des Belastungs- und Beanspruchungsprofils hat gezeigt, dass Nachwuchsleistungsfußballer auf der einen Seite einem komplexen Geflecht zahlreicher Komponenten physischer Leistungsfähigkeit ausgesetzt sind (Stolen et al., 2005) und auf der anderen Seite die physischen Anforderungen stetig ansteigen (Barnes et al., 2014; Bradley et al., 2016). Gepaart mit der Variabilität von Wachstum und Reifung sowie der Entwicklung verschiedener physiologischer Systeme während des Heranwachsens stellt dies Nachwuchsleistungsfußballer vor eine einzigartige Herausforderung (Malina et al., 2004a; Malina et al., 2000; Naughton et al., 2000). Daher ist es nicht verwunderlich, dass sich die aktiven und passiven Strukturen des Bewegungsapparates von Nachwuchsleistungsfußballern verändern und es langfristig zu einer asymmetrischen Adaptation in der muskuloskelettalen Funktion der unteren Extremitäten kommt (Fousekis et al., 2010). Diese funktionellen Asymmetrien können zu einem erhöhten Verletzungsrisiko und der damit einhergehenden Reduktion der Leistungsfähigkeit führen. Epidemiologische Daten zum Verletzungsaufreten bestätigen das erhöhte Verletzungsrisiko von Nachwuchsfußballern. Besonders kontaktfreie Verletzungen des Kapsel-Band-Apparates der Knie- und Sprunggelenke sowie der Muskulatur an Oberschenkel und Hüfte spielen im Nachwuchsleistungsfußball eine bedeutsame Rolle (Brink et al., 2010; Brito et al., 2012; Cloke et al., 2009; Deehan et al., 2007; Ergün et al., 2013; Junge et al., 2000; Le Gall et al., 2006; Moore et al., 2011; Nilsson et al., 2016; Peterson et al., 2000; Price et al., 2004; Renshaw & Goodwin, 2016). Generell kommt es in Hochrisikosituationen zu einer Verletzung, wenn die externe Belastung der Struktur die maximale interne Kapazität der Struktur überschreitet (Hughes & Watkins, 2006; Ross et al., 2005; Zhang et al., 2019). Daher erfordert das Ausmaß dieser Verletzungsproblematik im Nachwuchsleistungsfußball für eine erfolgreiche und zielgerichtete Verletzungsprävention die Identifizierung von verletzungsrelevanten Risikofaktoren (Bahr, 2016; van Mechelen et al., 1992). In den letzten Jahren hat das Interesse an Risikofaktoren und Risiko-Screenings für Verletzungen der unteren Extremitäten enorm zugenommen. Es wurden zahlreiche Risikofaktoren untersucht und Risiko-Screenings für Verletzungen der unteren Extremitäten entwickelt. In ihrem konzeptionellen Modell für Verletzungen im Nachwuchsleistungsfußball stellen Read et al. (2016) als wesentliche Risikofaktoren die modifizierbaren Einflussgrößen Kraft, Gleichgewicht und einbeinige Bewegungsmuster dar, die in einer Testbatterie zur zielgerichteten Verletzungsprävention Berücksichtigung finden sollten (Dallinga et al.,

2012). Jedoch ist die Aussagekraft dieser Einflussgrößen im Hinblick auf die Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball nicht hinreichend untersucht. Diese fehlende prädiktive Validität hängt neben dem Mangel an prospektiven Studien im Nachwuchsleistungsfußball mit drei Kernproblemen zusammen:

1. In der Regel werden in der Praxis und in bisherigen wissenschaftlichen Untersuchungen aus personellen, apparativen und zeitlichen Gründen zur Identifizierung von verletzungsrelevanten Risikofaktoren Movement Screenings eingesetzt, die die erforderliche Reliabilität und Validität bisweilen nicht ausreichend nachweisen können. Zusätzlich ist der prädiktive Wert dieser Risiko-Screenings hinsichtlich der Verletzungsvorhersage unbekannt (Dallinga et al., 2012; Fox et al., 2016; Hegedus et al., 2015; Hegedus et al., 2014; McCunn et al., 2016; Whittaker et al., 2016).
2. Explorative Studien identifizieren oftmals einen signifikanten Zusammenhang zwischen einem oder mehreren Risikofaktoren und einem erhöhten Verletzungsrisiko, ohne die Fähigkeit zur Vorhersage von Verletzungen zu beschreiben (Bahr, 2016; Clifton et al., 2016).
3. Bei bisherigen Ansätzen des maschinellen Lernens zur Verletzungsvorhersage im Nachwuchsleistungsfußball (Oliver et al., 2020; Rommers et al., 2020) wurden nur begrenzt biomechanische Screenings einbezogen, die sich aufgrund ihrer hohen Standardisierung mittels apparativer Technik durch ihre Objektivität auszeichnen, eine gute bis exzellente Reliabilität aufweisen und dadurch auch als Goldstandardverfahren definiert werden.

Darüber hinaus ist es wahrscheinlich, dass eine Verletzung das Ergebnis einer Interaktion zwischen mehreren Risikofaktoren zu sein scheint (Bahr & Holme, 2003). Dieser multivariable Ansatz und die gleichzeitige Bestimmung von Grenzwerten, um risikobehaftete Spieler von nicht risikobehafteten Spielern zu trennen, ist bisweilen im Nachwuchsleistungsfußball nicht untersucht.

Daher lässt sich schlussfolgern, dass die Notwendigkeit besteht, das Wissen über Risikofaktoren und ihren Zusammenhang mit Verletzungen der unteren Extremitäten im Nachwuchsfußball zu erweitern. Risikofaktoren müssen reliabel, valide und praxisrelevant diagnostiziert werden, um mithilfe dieser Mehrdimensionalität eine bessere Aussage über das Verletzungsrisiko der Spieler treffen zu können. Mit der Verwendung laborbasierter biomechanischer Screenings können maschinelle Lernmodelle eingesetzt werden, um Risikofaktoren zu identifizieren, die eher verletzungsspezifisch sind, was für die Konstruktion robuster, interpretierbarer und verallgemeinerbarer Vorhersagemodell und die Erstellung von Verletzungsrisikoprofilen von Vorteil ist.

5 Zentrale Ziel- und Fragestellungen des Forschungsprogramms

Die zentralen Zielstellungen dieser kumulativen Dissertation bestehen darin,

1. modifizierbare Risikofaktoren für kontaktlose Verletzungen der unteren Extremitäten im Nachwuchsleistungsfußball durch laborbasierte biomechanische Messverfahren zu identifizieren,
2. ihre Interaktion bei dem Zustandekommen einer Verletzung zu untersuchen,
3. praxisrelevante Grenzwerte zu ermitteln und
4. ein robustes, interpretierbares und verallgemeinerbares Modell zur Verletzungsvorhersage zu erstellen sowie dessen Vorhersagekraft zu überprüfen.

In einem zielgerichteten und erfolgreichen Modell zur Verletzungsprävention ist es zunächst wichtig zu verstehen, warum eine Verletzung auftritt und inwiefern das Zustandekommen einer Verletzung das Ergebnis einer nicht linearen Interaktion zwischen multiplen Risikofaktoren ist (Bahr & Holme, 2003; Bittencourt et al., 2016; Edouard & Ford, 2020; McCall et al., 2017; Ruddy et al., 2019). Aus diesem Grund steht die Prüfung dieses methodischen Ansatzes am Anfang des Forschungsprogramms (**Assoziationsebene**) (Abbildung 8). Die wissenschaftliche Neuerkenntnis resultiert dabei aus dem statischen Verfahren, welches für die Analyse verwendet wird. Zur Unterscheidung zwischen verletzten und nicht verletzten Spieler wird ein Entscheidungsbaum (Decision Tree) mithilfe der Classification and Regression Tree (CART)-Methode (Breiman et al., 1984) optimiert. Dadurch werden nicht nur Risikofaktoren anhand eines multivariaten Verfahrens identifiziert (wie in der bisherigen Forschung), sondern ihre Interaktionen erfasst und gleichzeitig praxisrelevante Grenzwerte ermittelt, was bisweilen allein stehend in der Forschung zur Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball ist. Die resultierende Baumstruktur hat durch ihre Pfade und Knoten eine intuitive Visualisierung und dadurch eine gute Interpretierbarkeit der Daten.

Darüber hinaus hat die Möglichkeit, das Verletzungsrisiko vorhersagen zu können eine höhere methodische Wertigkeit in der Forschung zur Verletzungsprävention erlangt (Claudino et al., 2019; Van Eetvelde et al., 2021). Daher schließt die prädiktive Modellierung des Verletzungsrisikos das Forschungsprogramm ab (**Vorhersageebene**) (Abbildung 8).

Oftmals wird das statistische Verfahren der logistischen Regression verwendet (Tabelle 4), um die Fähigkeit mehrerer Risikofaktoren zur Vorhersage von Verletzungen zu analysieren. Steht

jedoch – wie in dem vorliegenden Forschungsprogramm – eine große Anzahl möglicher Prädiktoren zur Verfügung, werden die Standardschätzungen der logistischen Regression oft instabil oder sogar undurchführbar (Fall $p > n$). Darüber hinaus treten insbesondere dann, wenn auch multiple Interaktionseffekte der Prädiktoren einbezogen werden, Probleme mit Multikollinearität auf. In diesen Situationen werden Regularisierungstechniken und Methoden zur Variablenselektion relevant. Neben anderen Methoden aus dem Bereich des maschinellen Lernens, wie z. B. Boosting oder Random Forest, hat sich vor allem die sogenannte Least Absolute Shrinkage and Selection Operator (LASSO; (Friedman et al., 2010; Tibshirani, 1996)) als vorteilhaft erwiesen (Claudino et al., 2019). Durch dieses methodische Verfahren ist es möglich, die Vorhersagegenauigkeit und Interpretierbarkeit des erzeugten statistischen Modells zu verbessern, was letztlich in der Praxis zu einer möglichst genauen Abschätzung des individuellen Verletzungsrisikos führt.

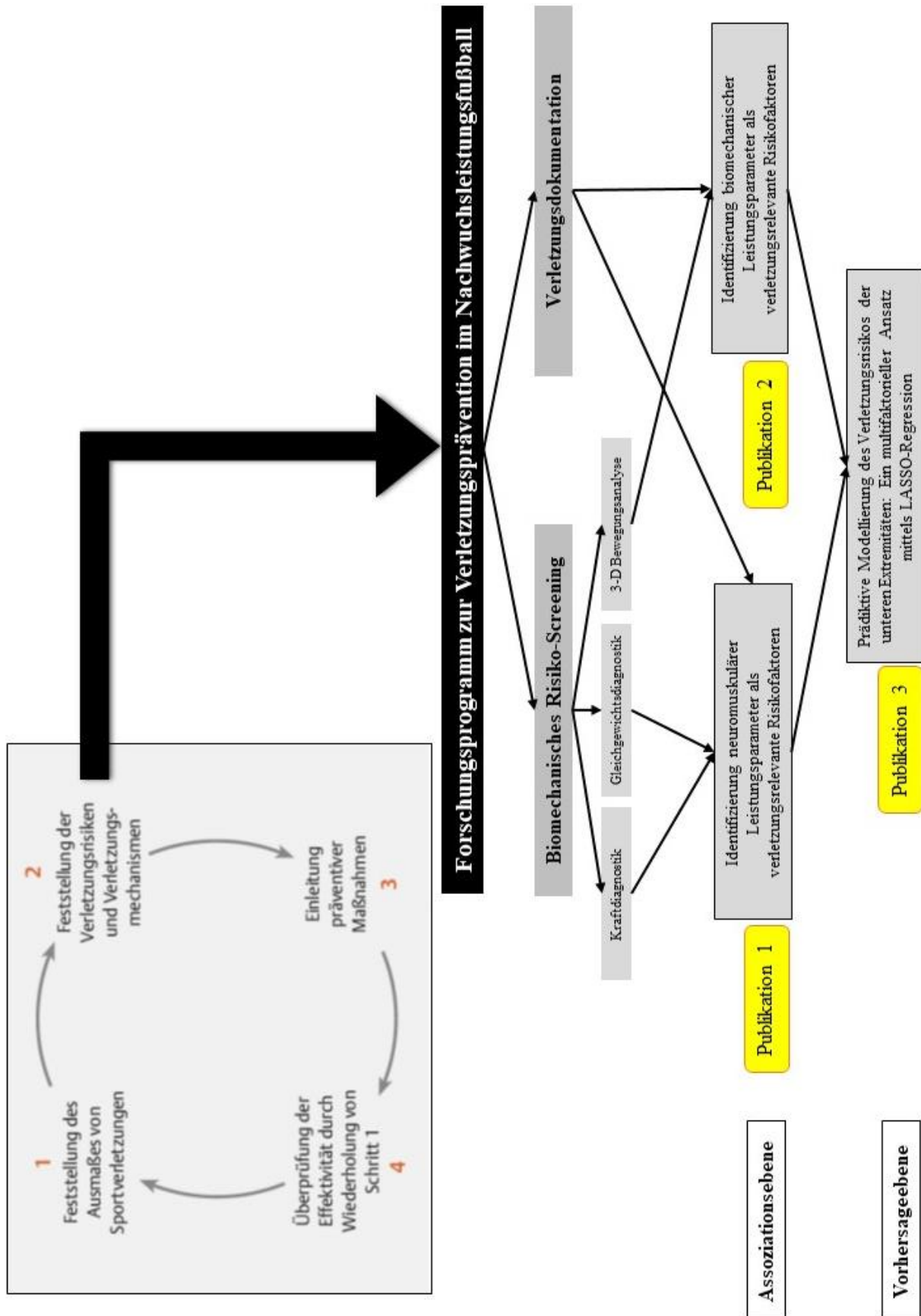


Abbildung 8: Grafische Darstellung des Forschungsprogramms zur Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball ausgehend vom konzeptionellen Modell für Verletzungsprävention nach van Mechelen et al. (1992).

Aus den zuvor identifizierten Problemstellungen und Schlussfolgerungen (siehe Kapitel 4) ergeben sich folgende Fragestellungen, die mit dem in Abbildung 8 dargestellten Forschungsprogramm beantwortet werden sollen:

- **Welche neuromuskulären Leistungsparameter stehen im Zusammenhang mit dem Risiko von kontaktlosen Verletzungen der unteren Extremitäten und wie interagieren sie miteinander?**

Publikation 1: Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: a preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries (veröffentlicht in *Frontiers in Sports and Active Living*, section Injury Prevention and Rehabilitation)

- **Welche kinematischen und kinetischen Parameter des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks bei einbeinigen Bewegungsmustern stehen im Zusammenhang mit dem Risiko von kontaktlosen Verletzungen der unteren Extremitäten und wie interagieren sie miteinander?**

Publikation 2: Biomechanical risk factors of injury-related single-leg movements in male elite youth soccer players (veröffentlicht in *MDPI biomechanics*)

- **Welche praxisrelevanten Grenzwerte trennen in den Entscheidungsbaummodellen risikobehaftete von nicht risikobehafteten Spielern optimal und wie genau identifizieren die ermittelten Grenzwerte Spieler mit einem erhöhten Verletzungsrisiko?**

Publikation 1: Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: a preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries (veröffentlicht in *Frontiers in Sports and Active Living*, section Injury Prevention and Rehabilitation)

Publikation 2: Biomechanical risk factors of injury-related single-leg movements in male elite youth soccer players (veröffentlicht in *MDPI biomechanics*)

- **Welche neuromuskulären und biomechanischen Leistungsparameter geben auf Basis eines statistischen Lernmodells die bestmögliche Vorhersage für das Auftreten einer Verletzung? Wie gut ist die Fähigkeit zur Vorhersage?**

Publikation 3: Predictive modeling of lower extremity injury risk in male youth elite soccer players: A multifactorial approach using least absolute shrinkage and selection operator (LASSO) (veröffentlicht in Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports)

Diese Fragestellungen werden im Folgenden von den drei englischsprachigen Veröffentlichungen thematisiert, die den jetzt folgenden Hauptteil dieser kumulativen Dissertation bilden.

6 Publikation 1: Identifizierung neuromuskulärer Leistungsparameter als verletzungsrelevante Risikofaktoren



Identification of Neuromuscular Performance Parameters as Risk Factors of Non-contact Injuries in Male Elite Youth Soccer Players: A Preliminary Study on 62 Players With 25 Non-contact Injuries

Mathias Kolodziej^{1,2*}, Kevin Nolte², Marcus Schmidt², Tobias Alt³ and Thomas Jaitner²

¹ Department of Strength and Conditioning and Performance, Borussia Dortmund, Dortmund, Germany, ² Institute for Sports and Sport Science, Technical University (TU) Dortmund University, Dortmund, Germany, ³ Department of Biomechanics, Performance Analysis and Strength and Conditioning, Olympic Training and Testing Centre Westphalia, Dortmund, Germany

OPEN ACCESS

Edited by:

Pascal Edouard,
Université Jean Monnet, France

Reviewed by:

Grant Edward Norte,
University of Toledo, United States
Laurent Navarro,
Institut Mines-Télécom, France
Natalia Franco N. Bittencourt,
Independent Researcher,
Belo Horizonte, Brazil

*Correspondence:

Mathias Kolodziej
mathias.kolodziej@bvb.de

Specialty section:

This article was submitted to
Injury Prevention and Rehabilitation,
a section of the journal
Frontiers in Sports and Active Living

Received: 08 October 2020

Accepted: 21 September 2021

Published: 18 October 2021

Citation:

Kolodziej M, Nolte K, Schmidt M, Alt T
and Jaitner T (2021) Identification of
Neuromuscular Performance
Parameters as Risk Factors of
Non-contact Injuries in Male Elite
Youth Soccer Players: A Preliminary
Study on 62 Players With 25
Non-contact Injuries.
Front. Sports Act. Living 3:615330.
doi: 10.3389/fspor.2021.615330

Introduction: Elite youth soccer players suffer increasing numbers of injuries owing to constantly increasing physical demands. Deficits in neuromuscular performance may increase the risk of injury. Injury risk factors need to be identified and practical cut-off scores defined. Therefore, the purpose of the study was to assess neuromuscular performance parameters within a laboratory-based injury risk screening, to investigate their association with the risk of non-contact lower extremity injuries in elite youth soccer players, and to provide practice-relevant cut-off scores.

Methods: Sixty-two elite youth soccer players (age: 17.2 ± 1.1 years) performed unilateral postural control exercises in different conditions, isokinetic tests of concentric and eccentric knee extension and knee flexion ($60^\circ/\text{s}$), isometric tests of hip adduction and abduction, and isometric tests of trunk flexion, extension, lateral flexion and transversal rotation during the preseason period. Non-contact lower extremities injuries were documented throughout 10 months. Risk profiling was assessed using a multivariate approach utilizing a Decision Tree model [Classification and Regression Tree (CART) method].

Results: Twenty-five non-contact injuries were registered. The Decision Tree model selected the COP sway, the peak torque for knee flexion concentric, the functional knee ratio and the path of the platform in that hierarchical order as important neuromuscular performance parameters to discriminate between injured and non-injured players. The classification showed a sensitivity of 0.73 and a specificity of 0.91. The relative risk was calculated at 4.2, meaning that the risk of suffering an injury is four times greater for a player, who has been classified as injured by the Decision Tree model.

Conclusion: Measuring static postural control, postural control under unstable condition and the strength of the thigh seem to enable a good indication of injury risk in elite youth soccer players. However, this finding has to be taken with caution due

to a small number of injury cases. Nonetheless, these preliminary results may have practical implications for future directions in injury risk screening and in planning and developing customized training programs to counteract intrinsic injury risk factors in elite youth soccer players.

Keywords: injury prevention, risk factors, neuromuscular, performance, youth elite soccer players, biomechanical screening

INTRODUCTION

Prospective research provide data on injury incidences of youth soccer players, especially from the amateur level (Timpka et al., 2007; Schmikli et al., 2011; Brito et al., 2012b). However, it has been shown that the injury incidences rises with the playing level (Pfirrmann et al., 2016). A growing database is available for elite youth soccer players to analyze injury incidences (Cloke et al., 2009, 2011; Moore et al., 2011). The overall injury incidence in elite youth soccer players varies between 2.0 and 19.4 injuries per 1,000 h of exposure (Le Gall et al., 2006; Deehan et al., 2007; Pfirrmann et al., 2016; Renshaw and Goodwin, 2016). Injury incidences increase linearly with age- especially from the age of 14 onwards- with 16- and 18-year-old players have an injury incidence similar to or higher than that of adult players (Peterson et al., 2000; Price et al., 2004; Pfirrmann et al., 2016). The majority of all injuries in youth soccer players (70–88%) occur to the lower extremities, affecting the knee and ankle joints, as well as the thigh/hip muscles (Price et al., 2004; Pfirrmann et al., 2016). Up to 72% of lower extremity injuries in elite youth soccer players are reportedly non-contact injuries (Price et al., 2004; Renshaw and Goodwin, 2016).

Altered neuromuscular performance is indicated as the underlying mechanisms of non-contact lower extremity injuries that occur during soccer-specific movements, such as running, cutting, landing and side-stepping (Price et al., 2004; Read et al., 2016). “Neuromuscular” describes the complex interaction between sensory, motor and central integration and processing components involved in maintaining functional joint stability (Riemann and Lephart, 2002). Therefore, neuromuscular performance can be considered as the ability of the neuromuscular system to functionally control and drive movements by an appropriate use and coordination of muscular strength and endurance, muscle recruitment pattern, proprioceptive feedback, and reflex activity (Faude et al., 2017). Deficits in neuromuscular performance may potentially increase the risk of injury and neuromuscular injury prevention programs, including postural control and strength exercises, have been shown to reduce the risk of lower extremity injuries (Mandelbaum et al., 2005; Abernethy and Bleakley, 2007; Lehr et al., 2017). In detail, neuromuscular performance parameters such as the strength of the thigh, the hip and the trunk muscles, as well as postural control, have been suggested to be primary modifiable risk factors for lower extremity injuries in different populations (Tropp et al., 1984; Leetun et al., 2004; Read et al., 2015). However, there is a paucity of prospective studies on neuromuscular performance parameters as risk factors for lower extremity injuries in youth male elite soccer players.

Read et al. (2016) have proposed a hypothetical hierarchical injury risk factor model for knee and ankle ligament injuries in youth soccer players. It is a theoretical model and based on previously identified neuromuscular imbalances for adult females and males. In a first prospective examination of a few proposed risk factors derived from the theoretical model, Read et al. (2018) conducted a field-based screening battery. They identified peak landing vertical ground reaction force asymmetry during the single leg countermovement jump as the most prominent injury risk factor in under 11 to under 12 and under 15 to under 16 players. Within the age groups under 13 to under 14 and under 18s, no neuromuscular risk factors were significantly associated with risk of injury (Read et al., 2018). Rommers et al. (2020) assessed the injury risk in elite youth soccer using a machine learning approach. They identified a higher predicted age at peak height velocity, higher body height and leg length, lower fat percentage and average performance on the standing broad jump as the five most important predictors for injury.

In the available literature, the investigations by Read et al. (2018) and Rommers et al. (2020) are the only studies investigating prospective neuromuscular performance parameters to evaluate risk factors for lower extremity injuries in youth elite soccer players. However, the researchers used field-based screening tests such as the single leg hop for distance, 75% of maximum hop and stick, the standing broad jump, curl-ups and the Körperkoordinationstest für Kinder (KTK), whose measurement properties and relationship to injury are currently limited, conflicting or unknown (Hegedus et al., 2015). In addition, prospective studies to identify cut-off scores, which is the first step toward a validated screening program (Bahr, 2016), are missing.

Therefore, the purpose of the study was to assess neuromuscular performance parameters within a laboratory-based injury risk screening, to investigate their association with the risk of non-contact lower extremity injuries in elite youth soccer players, and to provide practice-relevant cut-off scores.

MATERIALS AND METHODS

Study Design and Participants

This study was a prospective cohort study. Six teams (under 16, under 17, and under 19) of the youth academies of two professional German soccer clubs were contacted and invited to participate. Three teams (under 16, under 17, and under 19) agreed to take part in the study. All members of the playing squad for each team received written information on the purpose of the study, the preseason screening and the injury documentation. If

the players were not of full age, the parents gave their consent. Immediately before testing, the players were asked to complete a questionnaire on paper to collect demographics, background information and the histories of any previous lower extremity injuries. A research assistant guided the interview. All lower extremity injuries up to 6 months prior to the assessments had to be reported. Players were excluded if they wore a prophylactic device (e.g., ankle brace), if they reported a recent (<6 weeks) musculoskeletal injury or if they had any physical complaints (e.g., a head injury) that might have impaired their performance. Players who met the inclusion criteria were tested via injury risk screening at the beginning of the preparation period of the 2018/2019 season. The Ethics Committee of TU Dortmund University confirmed that the requirements of the Declaration of Helsinki were met.

Injury Data Collection

The data collection followed the consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of soccer injuries (Fuller et al., 2006). Only time-loss injuries were counted, meaning that a player was missing completely in training or match play. Contact injuries, illnesses and injuries to the upper body were excluded because of their unpredictable nature compared to non-contact injury mechanisms. Injuries were documented by a standardized injury form throughout 10 months of the season 2018/2019 starting after the initial testing at the beginning of the preparation period. Physiotherapists of the respective team completed the injury forms and communicated them once a month to the researcher. Training and match hours were documented for each player by the coaching staff. Injury incidence was taken to be the number of injuries per 1,000 h of exposure time, calculated by dividing the total number of injuries by the total exposure time and multiplying the result by 1,000.

Injury Risk Screening Testing Protocol

Prior to testing, all players performed a standardized warm-up, including 5 min on a bike ergometer, followed by movement preparation and plyometric exercises. After the warm-up, the players underwent the tests in a standardized order to avoid neuromuscular fatigue in the lower extremities and the trunk, particularly while undergoing the postural control testing, and to ensure equal test conditions for all players (see **Figure 1**).

Postural Control Testing

Postural control was assessed by three unilateral exercises with different conditions to meet the dynamic nature of soccer activities (static postural control, dynamic postural control and postural control under unstable conditions). Furthermore, previous data have identified weak relationships between static and dynamic tasks used to assess postural control in youth male soccer players, thus different postural control tests are necessary (Pau et al., 2015; Ringhof and Stein, 2018).

First, static postural control was measured by a single-legged stance test on a force plate (AMTI, Inc., Watertown, MA, USA). The players were instructed to start on the right leg and to maintain balance for 10 s in a static position with the eyes open.

The hands were placed on the hips and the swinging leg was flexed 90° in the hip, knee and ankle to minimize contributions from the contralateral leg (Frisch et al., 2011).

Dynamic postural control was analyzed using the Dynamic Postural Stability Index (DPSI) devised by Wikstrom et al. (2005). Dynamic postural control can be defined as the ability to maintain balance while transitioning from a dynamic to a static state (Goldie et al., 1989). The original jump protocol has been modified to simulate soccer-specific movement. The players started in a standing position 70 cm from the center of the force plate. They were asked to jump off with both legs and to perform an imaginary header before landing with one leg on the force plate. Each player was to land first on the right leg, stabilize as quickly as possible and balance for 3 s with hands on hips and looking straight ahead with the eyes open (Wikstrom et al., 2007).

Postural control under unstable conditions was measured while single-leg standing on a multi-axial free-swinging platform (Posturomed, Haider Bioswing, Pullenreuth, Germany). The quadratic support platform of the Posturomed guarantees free movement in the medial-lateral and anterior-posterior direction (Boer et al., 2010). After familiarization with the test device, the players were instructed to start on the right leg and to maintain balance for 20 s in a static position with the eyes open. The hands were placed on the hips, and the swinging leg was flexed 90° in the hip, knee and ankle to minimize contributions from the contralateral leg (Frisch et al., 2011).

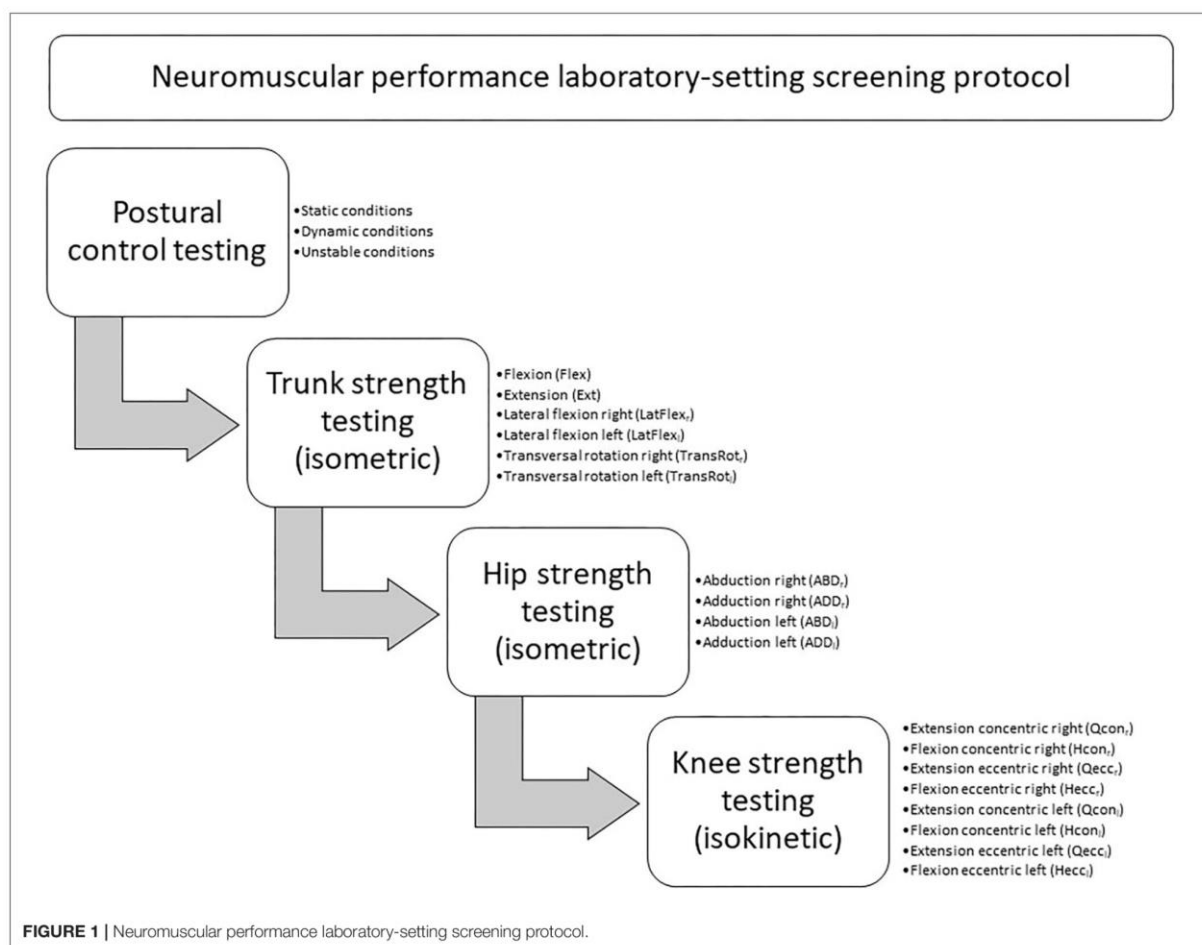
For all three testing conditions, the trial was repeated if the player lost balance and touched the floor with the contralateral leg or if he failed to maintain a unilateral stance, either by moving the stance foot from the starting position or by removing the hands from the hips. Three trials were performed on each leg for each testing condition.

Strength Testing

Isometric trunk flexion, extension, lateral flexion and transversal rotation was measured in all anatomic movement planes (sagittal–frontal–transverse) with the Pegasus 3-D system (Biofeedback Motor Control GmbH, Leipzig, Germany). The players were seated in an upright position with the hips and knees flexed at an angle of 90° on the dynamometer chair. To avoid segmental body movement, adapters were attached to both knees, both hips and both shoulders (Kocjan and Sarabon, 2014). Furthermore, a belt was used to stabilize the pelvis (see **Figure 2**).

The players warmed up by making one submaximal isometric contraction (~70% maximum voluntary contraction, MVC) of 5 s prior to the following testing condition (**Figure 1**). After a 1-min rest, the players performed three maximal voluntary isometric contractions of 5 s with a 1-min rest period in between for each of the four testing directions (see **Figure 1**) (Meyer et al., 2013).

Isometric hip adduction and abduction was measured by an isokinetic dynamometer IsoMed 2000 (D&R Ferstl GmbH, Hemau, Germany). The players were attached on their sides to the dynamometer chair in a standardized position to limit segmental body movement (Meyer et al., 2013). They were asked to take off their shoes to minimize the effect of gravity on torque production. To minimize trunk and pelvic rotation during



testing, adapters were attached at the lumbar spine and the ilium. The players were allowed to hold a grip in front of them to ensure that the back remained in a neutral position (Laheru et al., 2007). The tested leg was secured into the dynamometer pad 2 cm above the center of the knee joint and strapped at the femur to avoid hip rotation. The non-tested hip and knee were flexed slightly for comfort and stabilization and fixed to the dynamometer chair (Meyer et al., 2013). Finally, the dynamometer height, chair and dynamometer fore–aft distances were adjusted to ensure that the dynamometer pivot corresponded to the greater trochanter level. The starting position of the tested leg was set for the abduction at 0° and for the adduction at 10° (Maffioletti, 2010) (see **Figure 3**).

A gravity correction measurement was conducted by the integrated software for each leg. The players warmed up by making one submaximal isometric contraction (~70% MVC) of 5 s prior to the following testing condition (**Figure 1**). After a 1-min rest, the players performed three maximal voluntary isometric contractions of 5 s with a 1-min rest period in between (Meyer et al., 2013).

Finally, the measurement of concentric and eccentric knee extension and flexion was performed by an isokinetic dynamometer IsoMed 2000 (D&R Ferstl GmbH, Hemau, Germany). A shin pad for unilateral knee flexion and extension was attached to the motor-driven axis of the active dynamometer. The players were seated in an upright position on the dynamometer chair and secured with straps across the shoulder, chest and hip in a standardized position. The backrest was tilted at 75°. The range of motion was set at 0° (full extension) to 90° (flexion) (Fousekis et al., 2010). The mechanical axis of the dynamometer was aligned with the lateral femoral epicondyle of the player's knee. To minimize accelerative inaccuracies, the players were asked to take off their shoes. At a 90° flexed knee, the distal part of the shin pad of the dynamometers lever arm was fixed by a strap ~2–3 cm proximal to the lateral malleolus of the ankle (see **Figure 4**).

A gravity correction measurement was conducted by the integrated software for each leg. Adequate familiarization with the dynamometer was provided in the form of six submaximal repetitions (~50% MVC) at both testing conditions

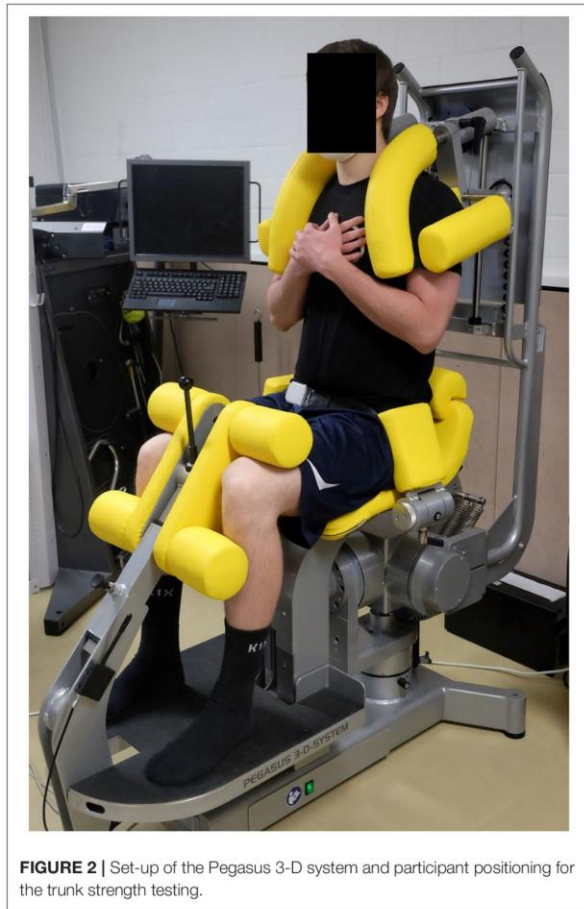


FIGURE 2 | Set-up of the Pegasus 3-D system and participant positioning for the trunk strength testing.

(extension and flexion) and both contraction modes (concentric and eccentric) at the testing speed of 60°/s (Hassani et al., 2006). Based on the testing order (Figure 1), the players performed two submaximal repetitions (70% of MVC) followed by three maximal repetitions at 60°/s, with a 1-min rest between each testing condition and each contraction mode (Van Dyk et al., 2016).

Data Processing and Outcome Measures

Postural Control Testing

For postural control under static and dynamic conditions, ground reaction force data were collected at a sampling frequency of 1,000 Hz. The raw force and moment signals arising from the foot–force–plate interface were filtered using a fourth-order low-pass filter with a cut-off frequency of 5 Hz (Knapp et al., 2011).

For postural control under the static condition, the COP was calculated from the force and moment signals using DASYLab data acquisition software (DASYLab, Datalog, Mönchengladbach, Germany). The COP sway (cm) was calculated for each leg and each trial from the COP data, using a

custom R routine according to the following formula:

$$COP\ sway = \sum \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}$$

The lowest COP sway for each leg was determined. The mean of both limbs was used for further analysis.

For postural control under the dynamic condition, the average magnitude of the ground reaction force vector around zero points in the medial–lateral direction (frontal plane), anterior–posterior direction (sagittal plane) and vertical direction (vertical plane) of the force plate was calculated. The medial–lateral stability index and anterior–posterior stability index assess the fluctuations from zero along the frontal and sagittal axes of the force plate, respectively. The vertical stability index assesses the fluctuation from the subject's body weight (Wikstrom et al., 2007). The DPSI is a composite of the stability indices in the three directions and is sensitive to changes in all three directions. The DPSI was calculated using a custom R routine according to the formula by Wikstrom et al. (2006):

$$DPSI = \frac{\sqrt{\sum (0 - x)^2 + \sum (0 - y)^2 + \sum (body\ weight - z)^2}}{\text{number of data points}}$$

The ground contact phase was defined as the ground reaction force of the foot strike on the force plate exceeding a threshold of 50 N of the smoothed vertical ground reaction force. Data were reduced to 3-s post-landing time frames. The lowest DPSI for each leg of three trials was determined. The mean of both limbs was used for further analysis.

For postural control under the unstable condition, the motions of the platform were recorded in two perpendicular directions (anterior–posterior and medial–lateral) and at a 50 Hz sample rate by a manufacturer's accelerometer, which was attached to the center of the platform's bottom. The manufacturer's software provided the raw data after converting the analog signals through a 14 bit A/D converter. According to the manufacturer's guidelines (MicroSwing 6 handbook, Haider Bioswing, Pullenreuth, Germany), the raw data of the accelerometer were integrated twice using a custom R routine, resulting in the total path of the platform (mm). The shortest path of the platform (mm) for each leg was determined. The mean of both limbs was used for statistical analysis.

Strength Testing

For trunk strength testing, raw data were recorded at a sampling rate of 100 Hz, using the manufacturer's software (BioMC, Biofeedback Motor Control GmbH, Leipzig, Germany). The highest isometric peak torque (Nm) for trunk flexion, trunk extension, trunk lateral flexion (right and left) and trunk transversal rotation (right and left) was determined. Each relevant trunk strength parameter was expressed to body mass (N·m·kg⁻¹) and was used for the statistical analysis. The normalization to the body mass enabled inter-individual comparison (Jaric, 2002). The results of both movement directions in the frontal and transversal plane were averaged for each participant. Additionally, the ratio between trunk flexion



FIGURE 3 | Set-up of the IsoMed 2000 dynamometer and participant positioning for the hip strength testing.

and trunk extension, the ratio between trunk lateral flexion right and trunk lateral flexion left, as well as the ratio between trunk transversal rotation right and trunk transversal rotation left, was calculated and used for the statistical analysis.

For the hip and knee strength testing, raw data were recorded at a sampling rate of 200 Hz by the manufacturer's software (IsoMed analyse V.2.0, D&R Ferstl GmbH, Hemau, Germany). All relevant test parameters were computed by a self-developed software written in C++ (Alt et al., 2017b). Each relevant hip and knee strength parameter was expressed to body mass (N·m·kg⁻¹) and the results of both limbs were averaged for each participant (Alt et al., 2017a). For hip strength, the highest isometric peak torque (Nm) for hip abduction and hip adduction was determined. Additionally, the ratio between hip abduction and hip adduction (ABD/ADD) was calculated and used for the statistical analysis. For knee strength testing, the highest peak torque obtained for knee extension and knee flexion in both contraction modes (concentric and eccentric) was determined. Additionally, the conventional knee ratio (knee flexion concentric/knee extension concentric) and the functional knee ratio (knee flexion eccentric/knee extension concentric) were calculated and used for the statistical analysis.

Statistical Analysis

Data are presented as mean \pm standard deviation. In order to discriminate between injured and non-injured players a Decision Tree was optimized using the Classification and Regression Tree (CART) method (Breiman et al., 1984). In each iteration, the method chooses an optimal cut to distinguish between injured

and non-injured players. This is done via an exhaustive search that calculates the optimization criteria for every possible cut in all variables. The optimal cut maximizes the reduction of the Gini-impurity from the given observations to the subsequent partition into two nodes starting from all subjects. The criteria is based on the relative frequencies of the two groups in each node as high purity is advantageous but it also involves the relative number of people allocated to each subsequent node because nodes with very few people are not desirable even if they are pure. The process is repeated iteratively for all resulting partitions until the reduction is <0.01 or a partition contains >20 subjects. These termination criteria are used to prevent overfitting to the data. The result is a hierarchical tree-like structure of binary decisions, which is highly interpretable, e.g., via a dendrogram.

The association to injury was assessed using a 2×2 contingency table based on the Decision Trees classification and the true injury status of the players. Relative risk was calculated as the ratio of the probability of injury occurring in the group, which has been classified by the Decision Tree as injured compared to the probability of injury occurring in the group, which has been classified by the Decision Tree as non-injured (Schmidt and Kohlmann, 2008; Ruddy et al., 2019). Additionally, sensitivity and specificity were calculated from the contingency table according to Ruddy et al. (2019) and serve as performance measures of the Decision Tree. Sensitivity measures the proportion of injured players that were correctly classified by the Decision Tree as being injured, while specificity measures the proportion of non-injured players correctly classified as such (Akobeng, 2007; Ruddy et al., 2019).



FIGURE 4 | Set-up of the IsoMed 2000 dynamometer and participant positioning for the knee strength testing.

RESULTS

Epidemiology

Sixty-two elite youth soccer players (age: 17.2 ± 1.1 years; height: 179 ± 8 cm; weight: 70.4 ± 9.2 kg) were enrolled in the study. Twenty-five non-contact injuries were registered over the 2018/2019 season, with 39% of the players ($n = 24$) having one or more non-contact injuries. The overall non-contact injury incidence was 1.2/1,000 h of total exposure time (0.5 injuries per 1,000 h training and 3.9 injuries per 1,000 h competition). The most frequently injured body parts were the ankle (36%) and the thigh muscles (hamstrings 18%, quadriceps 18%), as well as the adductors (16%) and the knee (12%).

Multivariate Analysis

Table 1 presents the descriptive statistics for all neuromuscular performance parameters obtained from the injury risk screening.

The Decision Tree model selected the COP sway, the peak torque for knee flexion concentric, the functional knee ratio and the path of the platform in that hierarchical order as important neuromuscular performance parameters to discriminate between injured and non-injured players (see dendrogram in **Figure 5**).

The classification of the Decision Tree model showed a sensitivity of 0.73 and a specificity of 0.91. The relative risk was calculated at 4.2, meaning that the risk of suffering an injury is four times greater for a player, who has been classified as injured by the Decision Tree model (see **Table 2**).

DISCUSSION

Multivariate analysis using a Decision Tree model selected the COP sway, the peak torque for knee flexion concentric the functional knee ratio and the path of the platform as neuromuscular performance parameters associated with the injury outcome. The analysis in this study indicated that players who have been classified as injured by the Decision Tree model had a four-fold increase in their injury risk compared with those who have been classified as non-injured. The properties of the Decision Tree model indicated that this classification correctly identified 73% of injured players as being injured. Furthermore, the classification correctly identified 91% of uninjured players as such. Therefore, measuring static postural control, postural control under unstable condition and the strength of the thigh seem to enable a good indication of injury risk in elite youth soccer players. However, there is an important limitation to interpret the results of the present study due to a small number of injury cases ($n = 25$). Given this limitation, we would like to explicitly point out that the following discussion and the interpretation of the results should be treated with caution. Thus, the present study should be considered as a preliminary study and further studies are necessary to confirm the findings of this study. Nonetheless and to the best of our knowledge, the present study was the first to analyze postural control and the strength of the thigh, trunk and hip muscles as injury risk factors in elite youth soccer players. In this respect, appropriate comparisons with previous studies are limited.

First Cut of the Optimization of the Decision Tree

Read et al. (2016) reviewed the available pediatric literature for common neuromuscular injury risk factors and proposed a systematic model for youth male soccer players. Dynamic balance has been identified as an injury risk factor. However, the considerations are predominantly based on intervention studies, which have significantly reduced the risk of ankle sprains and enhanced postural stability (McGuine and Keene, 2006). We cannot confirm this finding with our prospective injury risk factor identification data. Nevertheless, postural control seems to be an important neuromuscular performance component in terms of why an injury occurs. In our study, static postural control was selected in the first cut of the optimization of the Decision Tree and served as the root node. The related leaf node includes 13% of the players, of which all sustained an injury. The importance of static postural control measured in a single-legged stance test may be explained by the injured body parts. The ankle was the most frequent body part to sustain an injury (36%). Our findings are in line with Tropp et al. (1984), who found those players showing abnormal stabilometric values to be at an increased risk of ankle injury during the following season compared to players with normal values. McGuine et al. (2000) found that higher postural sway scores corresponded to increased ankle sprain injury rates in high school basketball. Players who demonstrated poor static postural control had nearly a seven-fold increase in ankle sprains compared with those who had good static postural control. However, the technical and

TABLE 1 | Descriptive statistics (mean \pm standard deviation) of all players investigated according to their injury state (injured/non-injured).

		Performance parameter	All players	Injured players	Non-injured players	
Postural control	Static	COP sway (cm)	119.6 \pm 23.7	130.6 \pm 25.6	112.4 \pm 19.5	
	Dynamic	DPSI	4.54 \pm 0.95	4.53 \pm 1.04	4.54 \pm 0.90	
	Unstable	Path of platform (mm)	0.39 \pm 0.19	0.45 \pm 0.24	0.35 \pm 0.15	
Strength	Trunk (isometric)	Flex (N·m·kg ⁻¹)	2.35 \pm 0.47	2.26 \pm 0.47	2.42 \pm 0.46	
		Ext (N·m·kg ⁻¹)	4.98 \pm 1.06	4.84 \pm 1.00	5.07 \pm 1.11	
		Flex/Ext (N·m·kg ⁻¹)	0.49 \pm 0.12	0.48 \pm 0.14	0.49 \pm 0.11	
		LatFlex (N·m·kg ⁻¹)	2.43 \pm 0.51	2.29 \pm 0.44	2.52 \pm 0.54	
		LatFlex _r /LatFlex _l (N·m·kg ⁻¹)	0.98 \pm 0.17	0.98 \pm 0.12	0.98 \pm 0.20	
		TransRot (N·m·kg ⁻¹)	2.00 \pm 0.33	1.96 \pm 0.34	2.03 \pm 0.33	
	Hip (isometric)	TransRot _r /TransRot _l (N·m·kg ⁻¹)	1.02 \pm 0.16	1.04 \pm 0.18	1.00 \pm 0.14	
		ABD (N·m·kg ⁻¹)	1.92 \pm 0.31	1.89 \pm 0.30	1.94 \pm 0.32	
		ADD (N·m·kg ⁻¹)	2.07 \pm 0.52	1.98 \pm 0.44	2.14 \pm 0.57	
		ABD/ADD (N·m·kg ⁻¹)	0.96 \pm 0.19	0.98 \pm 0.16	0.95 \pm 0.20	
		Knee (isokinetic)	Qcon (N·m·kg ⁻¹)	3.09 \pm 0.45	2.90 \pm 0.46	3.22 \pm 0.41
			Hcon (N·m·kg ⁻¹)	1.68 \pm 0.25	1.58 \pm 0.19	1.74 \pm 0.26
			Qecc (N·m·kg ⁻¹)	3.65 \pm 0.70	3.44 \pm 0.68	3.79 \pm 0.69
			Hecc (N·m·kg ⁻¹)	2.14 \pm 0.41	2.03 \pm 0.34	2.21 \pm 0.44
			Conventional Knee Ratio: Hcon/Qcon (N·m·kg ⁻¹)	0.55 \pm 0.07	0.55 \pm 0.07	0.54 \pm 0.07
Functional Knee Ratio: Hecc/Qcon (N·m·kg ⁻¹)	0.70 \pm 0.12	0.71 \pm 0.11	0.69 \pm 0.12			

DPSI, Dynamic Postural Stability Index; Flex, trunk flexion; Ext, trunk extension; Flex/Ext, ratio between trunk flexion and trunk extension; LatFlex, trunk lateral flexion; LatFlex_r, trunk lateral flexion right; LatFlex_l, trunk lateral flexion left; LatFlex_r/LatFlex_l, ratio between trunk lateral flexion right and trunk lateral flexion left; TransRot, trunk transversal rotation; TransRot_r, trunk transversal rotation right; TransRot_l, trunk transversal rotation left; TransRot_r/TransRot_l, ratio between trunk transversal rotation right and trunk transversal rotation left; ABD, hip abduction; ADD, hip adduction; ABD/ADD, ratio between hip abduction and hip adduction; Qcon, knee extension concentric; Hcon, knee flexion concentric; Qecc, knee extension eccentric; Hecc, knee flexion eccentric; Conventional Knee Ratio, ratio between knee flexion concentric and knee extension concentric; Functional Knee Ratio, ratio between knee flexion eccentric and knee extension concentric.

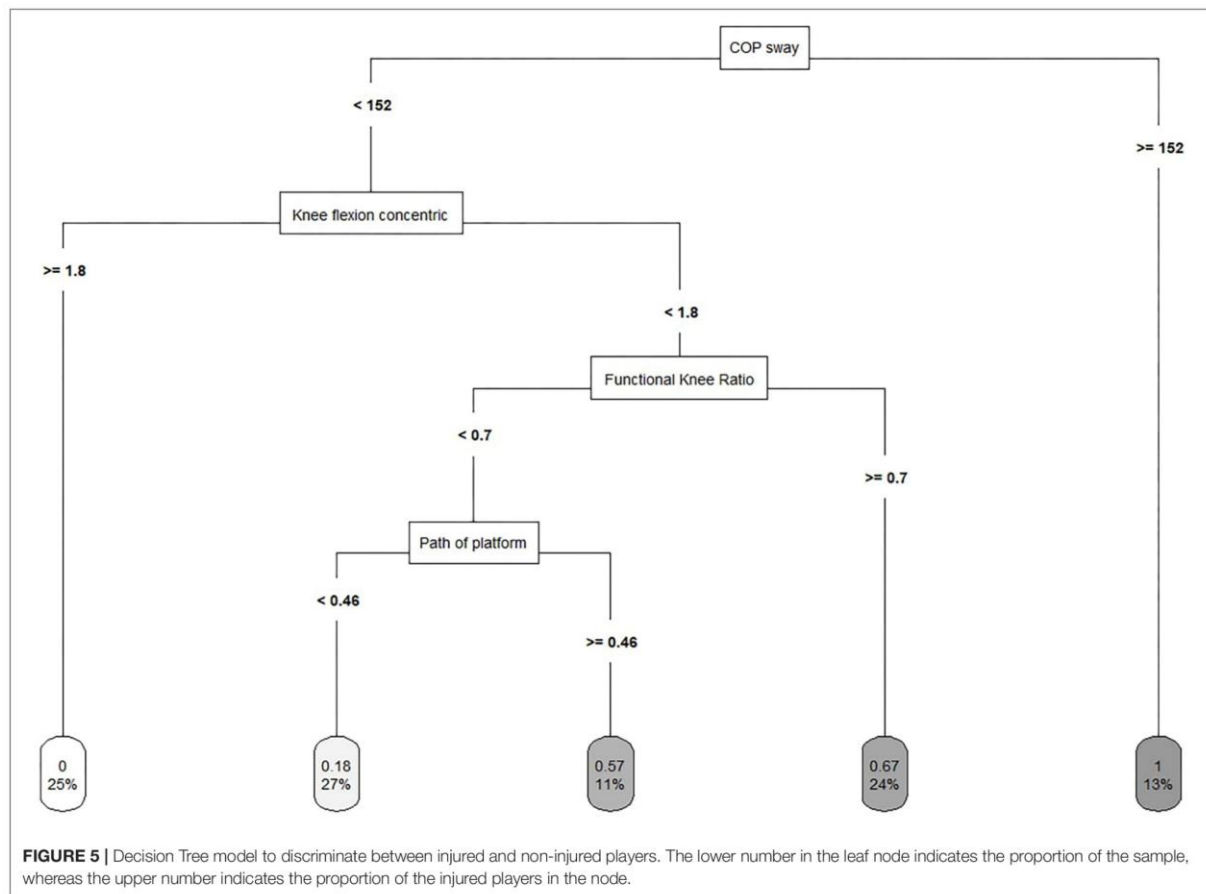
physical demands of basketball pose different challenges from those of soccer to the sensorimotor system's ability to protect the neuromuscular system from injury. In contrast to these studies, Frisch et al. (2011) found no significant association between static postural control measured by the excursion of the COP and injury. A plausible explanation for the apparent discrepancy between their and our results could be the testing order. Prior to the testing of static postural control, they asked the players to perform maximal isokinetic tests to assess the muscle strength of the quadriceps and the hamstrings. Muscle fatigue changes the peripheral proprioceptive system by increasing the threshold for muscle-spindle discharge and consequently changing alpha gamma co-activation (Ribeiro et al., 2008). Thus, neuromuscular control, proprioception and functional stability are impaired after intensive exercise, and postural control may decrease (Brito et al., 2012a).

In addition, postural control under unstable conditions was selected in the optimization of the Decision Tree model. It shows that the risk of suffering a non-contact lower extremity injury is higher for players with a higher path of the platform meaning that a lower ability to maintain balance under unstable conditions increase the injury risk. Prospective research on postural control under unstable conditions and the risk of injury is rare. However, research on injury-preventive balance

training programs showed that dynamic exercises like single-leg stance on unstable training devices reduce the risk of suffering a lower extremity injury (Caraffa et al., 1996; Myklebust et al., 2003; Olsen et al., 2005). Nevertheless, as postural control under unstable conditions was selected in the fourth cut of the Decision Tree model, the path of the Decision Tree will be discussed later. In summary, according to the systematic model of Read et al. (2016), dynamic balance may be replaced by static postural control and postural control under unstable condition.

Second Cut of the Optimization of the Decision Tree

Actions in soccer that require rapid decelerations involve substantial eccentric muscle force contributions from the knee extensors, increasing the risk of non-contact ligament injuries (Simonsen et al., 2000). Thus, Read et al. (2016) suggested quadriceps dominance as an intrinsic risk factor and postulated that reduced activation of the hamstrings relative to the quadriceps increases the risk of injury in youth male soccer players. This is partly in line with the results of the present study. Knee flexion concentric was selected as the second splitting variable of the optimization of the Decision Tree. It shows



that the risk of suffering a non-contact lower extremity injury is higher for players with lower concentric strength of the hamstring. Additionally, considering the path of the Decision Tree, the related leaf node includes 25% of the players with better static postural control and higher peak torque of knee flexion concentric, of which none suffered an injury. Supporting this finding, lower concentric strength of the hamstrings has been identified as a risk factor in Australian Rules Football (Orchard et al., 1997). In contrast Van Dyk et al. (2016) found no association between lower concentric strength of the hamstrings and the risk of injury within a large cohort study of senior soccer players. In line, the concentric strength of the hamstrings as an injury risk factor was not supported in the meta-analysis by Freckleton and Pizzari (2012). However, Van Dyk et al. (2016) used an inter-subject design comparing injured and non-injured legs and both Freckleton and Pizzari (2012) and Van Dyk et al. (2016) investigated only hamstring strain injuries. These methodological differences make comparisons with the present study difficult.

Although finding small differences in knee extension concentric and knee flexion eccentric between injured and non-injured groups, Van Dyk et al. (2016) concluded that it is

not possible to discriminate between injured and non-injured players based on ROC results. This is consistent with the results of our study as neither knee extension concentric nor knee flexion eccentric were selected in the optimization of the Decision Tree although relative differences up to 11% between injured and non-injured players in all movement directions and contraction modes were observed. In contrast, the recent meta-analysis by Freckleton and Pizzari (2012) identified higher concentric strength of the quadriceps as being a risk factor for hamstring strain injuries.

Third Cut of the Optimization of the Decision Tree

Although the eccentrically co-acting hamstrings have a dynamic role in maintaining the stability of the knee during forceful knee extension (Coombs and Garbutt, 2002), there are conflicting results whether strength imbalances between the hamstrings and the quadriceps (H:Q ratios) are effective in the identification of risk factors in different populations (Soderman et al., 2001; Kim and Hong, 2011; Freckleton and Pizzari, 2012; Van Dyk et al., 2016; Lee et al., 2018).

TABLE 2 | A 2 × 2 contingency table for the Decision Tree model.

		Decision Tree classification	
		Injured	Non-injured
Injury Status	Injured	22 True positive (TP)	3 False positive (FP)
	Non-injured	8 False negative (FN)	30 True negative (TN)

The frequency distribution of players that have been classified as injured or non-injured by the Decision Tree is displayed against the frequency distribution of players that did or did not suffer an injury.

In the present study, the functional knee ratio was selected as the third splitting variable of the optimization of the Decision Tree. This result is difficult to interpret in that the ratio should potentially be balanced according to normative values to indicate a significant functional capacity of the hamstrings muscles providing muscular stability at the knee joint (Aagaard et al., 1995). Furthermore, the functional knee ratio can be composed in different ways: For example, a higher eccentric strength of the hamstrings and lower concentric strength of the quadriceps indicates a high functional knee ratio whereas similar eccentric strength of the hamstrings and concentric strength of the quadriceps indicates as well a higher functional knee ratio. Therefore, the path of the Decision Tree has to be accounted for when interpreting this result.

In principle, the classification shows that the risk of suffering a non-contact lower extremity injury is higher for players with a higher functional knee ratio. The related leaf node includes 24% of the players with better static postural control, lower concentric strength of the hamstring and a higher functional knee ratio, of which 67% suffered an injury. Since this path of the Decision Tree includes only players with lower concentric strength of the hamstrings, we assume that these players also have lower eccentric strength of the hamstrings. Therefore, higher functional knee ratios in this group of players result from both lower eccentric strength of the hamstrings and lower concentric strength of the quadriceps. This leads to the conclusion that players with lower strength of the thigh are at increased risk of injury even if they display better static postural control. However, as there are conflicting results in previous and more recent prospective studies, which also include methodological differences like the choice of the speed of testing, the strength of the knee extensors and knee flexors as injury risk factors must be comprehensively investigated in future studies. Especially instead of using H:Q ratios, which incorporate peak moments emerging at considerable different knee joint angles (Alt et al., 2018), the interpretation of angle-specific strength ratios at extended knee joint angles (e.g., 30°, 20°, and 10° knee flexion) allows to mirror more injury-related knee joint configurations (Ruas et al., 2019). Rather than assessing H:Q ratios at somehow arbitrarily chosen knee flexion angles, the crossover or equilibrium point of eccentric knee flexor and concentric knee extensor moment-angle curves might contribute to a more sensitive identification of players with elevated injury risk (Coombs and Garbutt, 2002; Graham-Smith et al., 2013).

Fourth Cut of the Optimization of the Decision Tree

Finally, the fourth cut of the Decision Tree model has to be discussed. The related leaf node includes 11% of the players with better static postural control, lower concentric strength of the hamstring, lower functional knee ratio and lower ability to maintain balance under unstable conditions, of which 57% sustained an injury. Although at first it seems surprising that this path of the Decision Tree includes players with better static postural control and lower postural control under unstable conditions, this can be explained based on previous research. In older basic research, postural control has often been treated as a general ability (Ringhof and Stein, 2018). Recent studies have shown that the correlation between static and dynamic (e.g., perturbations of an unstable platform) postural control measures is very low or not given (Granacher and Gollhofer, 2011; Granacher et al., 2011; Fransz et al., 2014; Pau et al., 2015). Therefore, different mechanisms of the postural control system have been suggested to control balance under static and dynamic/unstable conditions (Shimada et al., 2003; Ringhof and Stein, 2018). Furthermore, this leaf node indicates that deficits in the strength of the hamstrings (lower concentric strength in the second cut and lower functional knee ratio in the third cut, which is caused by the assumption that the eccentric strength of the hamstring is lower) may cause an imbalance in muscular co-contraction of the ankle or knee joint (Granacher and Gollhofer, 2011). This can result in reduced joint stiffness during dynamic activities, as indicated by the postural control under unstable conditions in the respective fourth cut of the Decision Tree. Thus, the respective joint is susceptible to injury and the risk of injury is increased in this group of player.

The Role of the Trunk and Hip Muscles as Injury Risk Factors

Read et al. (2016) propose trunk dominance—predominantly based on a biomechanical view of the trunk—as an injury risk factor. This is in contrast to the results of the present study. Although absolute differences between injured and non-injured players in all anatomic movement planes of the trunk muscles were observed (Table 1), none of the parameters was selected in the optimization of the Decision Tree. Similarly, Leetun et al. (2004) found no relationship between the trunk endurance measures and the injury state in female and male intercollegiate basketball and track athletes. However, despite the widespread acceptance of the importance of trunk muscle endurance and strength, these tests may not accurately reflect trunk muscle function during soccer-specific movements (Huxel Bliven and Anderson, 2013). This is confounded by reports of weak to moderate relationships between the performance on isometric trunk muscle tests and a range of athletic measures (Nesser et al., 2008). Furthermore, we showed in a previous study that core-related Functional Movement Screen items were mainly associated with injury in amateur male soccer players (Kolodziej and Jaitner, 2018). Therefore, the assessment of isolated measures of trunk muscles to infer lower extremity injury risk and performance measures may have questionable validity. Trunk

muscle tests that are conducted in a more soccer-specific position and dynamic in nature are required (Leetun et al., 2004).

Strength deficits of the hip muscles are not listed in the systematic model of Read et al. (2016), but they have been examined previously in male soccer players (Engebretsen et al., 2010; Thorborg et al., 2014). Engebretsen et al. (2010) stated that players with weak hip adductor muscles have a four times greater risk of sustaining a groin injury than those without weakened muscles. Partly in line with this, Thorborg et al. (2014) found large eccentric hip adduction strength deficits in players with adductor-related groin pain. These findings cannot be confirmed by the results of the present study. Although absolute differences between injured and non-injured players in the hip muscles were observed (Table 1), none of the parameters were selected in the Decision Tree to distinguish between injured and non-injured players. One potential explanation for the apparent discrepancy between the results could be the method of assessment of hip muscle function. Both Engebretsen et al. (2010) and Thorborg et al. (2014) used a hand-held dynamometer, which has been shown to entail a lack of standardization according to the athletes' starting position, the position of the investigator and the placement of the instrument (Meyer et al., 2013). In contrast, motor-driven dynamometry assessment can be considered highly standardized and reliable for testing abductor and adductor muscle strength (Kolodziej et al., 2019). Nonetheless, the findings are interesting, as this may have consequences for further assessments. Eccentric strength testing of the hip muscles using motor-driven dynamometry may be taken into account, since decreased eccentric muscle strength may impair energy absorption in the tissues, possibly increasing stresses at the muscle tendons and the insertion site (Thorborg et al., 2014).

Limitations

This study has limitations. Although fatigue has been shown to lead to a higher risk of injury, each injury was weighted equally, regardless of its occurrence during the season. As the physical performance level of the players has a tendency to deteriorate over the season and the overall level of fatigue may accumulate along as the number of matches and training sessions increases, the injury risk has to be evaluated during an etiologically relevant time period – that is, during the time more closely preceding the injury event (Emery et al., 2005; Meeuwisse et al., 2007). Therefore, a single preseason evaluation of players has limited value in predicting injury risk throughout the full season, owing to the changing nature of the risk factor profile, and there is a need for multiple assessments throughout the season. Furthermore, especially in youth soccer players, changes in injury risk at different stages of development seem to be possible (Read et al., 2018). In soccer games with youth male players, injuries also occur more frequently toward the end of the first and second halves. Solely screening players in a non-fatigued state may not accurately identify those individuals whose movement mechanics deteriorate toward the end of a match, affecting their relative risk of injury.

The sample size and injury occurrence in our study are still limited, too. Therefore, caution should be taken into

interpretation of the present results. Additionally, the number and distribution of injuries do not allow in-depth analyses by subgroups, such as by types of injuries. Furthermore, one of the methodological approaches of the study was to investigate between-group differences. However, it is important to consider that soccer players are exposed to an asymmetric musculoskeletal loading owing to dominant and non-dominant leg. Therefore, future injury risk analyses of inter-subject differences should be conducted not only between injured and non-injured legs, but also between dominant and non-dominant legs.

Finally, although an injury may occur because of a single risk factor, it is more likely to appear to be the result of an interaction between multiple risk factors. Therefore, we have conducted a multivariate analysis by using a decision tree that maintains the ability of providing distinct cut-off values to validate a screening program in the future and high interpretability. In comparison to multivariate regression analysis, which provides only information about the weighting of the parameters and their interaction, this approach allows drawing conclusions with high practice-relevant implications.

Practical Considerations

In sports practice, it is desirable to identify all players with an increased risk of injury. The use of the Decision Tree model and the provided cut-off values will allow practitioners and coaches in the future to determine the injury risk of their players after conducting the biomechanical injury risk screening with them. Identifying injury risk factors and assessing individual risk of injury of each player enables customized injury prevention interventions to be provided as part of the player's daily training schedule. Several meta-analyses on the effect of multicomponent exercise prevention programs highlight the role of neuromuscular training and postural control components to be of importance for effective injury risk reduction (Donnell-Fink et al., 2015; Taylor et al., 2015). Therefore, practitioners can build their own customized injury prevention program, which includes strength and postural control exercises of the evaluated multicomponent exercise prevention programs based on the injury risk profile of the player. However, caution should be taken into account when creating injury risk profiles based on the results of the present study as the power of the study is limited due to a small number of injury cases as stated in the Limitation section.

Conclusion

This research suggested that measuring static postural control, postural control under unstable conditions and the strength of the thigh seem to enable a good indication of injury risk in elite youth soccer players. However, this finding has to be taken with caution due to a small number of injury cases and further studies with larger sample sizes are necessary to confirm the findings of this study. Nonetheless, these preliminary results may have practical implications for future directions in injury risk screening and in planning and developing customized training programs to counteract intrinsic injury risk factors in elite youth soccer players.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The datasets presented in this article are not readily available because the rights to the data as intellectual property belong to Borussia Dortmund. Requests to access the datasets should be directed to Mathias Kolodziej, mathias.kolodziej@bvb.de.

ETHICS STATEMENT

The studies involving human participants were reviewed and approved by Ethical Committee of the TU Dortmund University. Written informed consent to participate in this

study was provided by the participants' legal guardian/next of kin.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

MK devised the project, designed and performed the experiments, and wrote the paper with input from all authors. MK and KN verified the analytical methods and analyzed the data. MK and MS worked out the technical details of the postural control testing. MK and TA worked out the technical details of the thigh strength testing. TJ supervised the project. All authors contributed to the article and approved the submitted version.

REFERENCES

- Aagaard, P., Simonsen, E., Trolle, M., Bangsbo, J., and Klausen, K. (1995). Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol. Scand.* 154, 421–427. doi: 10.1111/j.1748-1716.1995.tb09927.x
- Abernethy, L., and Bleakley, C. (2007). Strategies to prevent injury in adolescent sport: a systematic review. *Br. J. Sports Med.* 41, 627–638. doi: 10.1136/bjism.2007.035691
- Akobeng, A. K. (2007). Understanding diagnostic tests 1: sensitivity, specificity and predictive values. *Acta Paediatr.* 96, 338–341. doi: 10.1111/j.1651-2227.2006.00180.x
- Alt, T., Knicker, A., and Strueder, H. (2017b). The effects of angular velocity and training status on the dynamic control equilibrium. *Sports Med. Int. Open* 1, E23–E29. doi: 10.1055/s-0042-123497
- Alt, T., Knicker, A. J., and Strüder, H. K. (2017a). The dynamic control ratio at the equilibrium point (DCRe): introducing relative and absolute reliability scores. *J. Sports Sci.* 35, 688–693. doi: 10.1080/02640414.2016.1184298
- Alt, T., Severin, J., Nodler, Y. T., Horn, D., El-Edrissi, O., Knicker, A. J., et al. (2018). Kinematic analysis of isokinetic knee flexor and extensor tests. *Isokinet. Exerc. Sci.* 26, 1–8. doi: 10.3233/IES-175172
- Bahr, R. (2016). Why screening tests to predict injury do not work—and probably never will...: a critical review. *Br. J. Sports Med.* 50, 776–780. doi: 10.1136/bjsports-2016-096256
- Boeer, J., Mueller, O., Krauss, I., Haupt, G., Axmann, D., and Horstmann, T. (2010). Effects of a sensory-motor exercise program for older adults with osteoarthritis or prosthesis of the hip using measurements made by the Posturomed oscillatory platform. *J. Geriatr. Phys. Ther.* 33, 10–15. doi: 10.1097/JPT.0b013e3181d0720e
- Breiman, L., Friedman, J. H., Olshen, R. A., and Stone, C. J. (1984). Classification and regression trees. Belmont, CA: Wadsworth. *Int. Group* 432, 151–166.
- Brito, J., Fontes, L., Ribeiro, F., Raposo, A., Krstrup, P., and Rebelo, A. (2012a). Postural stability decreases in elite young soccer players after a competitive soccer match. *Phys. Ther. Sport* 13, 175–179. doi: 10.1016/j.ptsp.2011.07.004
- Brito, J., Malina, R. M., Seabra, A., Massada, J. L., Soares, J. M., Krstrup, P., et al. (2012b). Injuries in Portuguese youth soccer players during training and match play. *J. Athl. Train.* 47, 191–197. doi: 10.4085/1062-6050-47.2.191
- Caraffa, A., Cerulli, G., Progetti, M., Aisa, G., and Rizzo, A. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 4, 19–21. doi: 10.1007/BF01565992
- Cloke, D. J., Ansell, P., Avery, P., and Deehan, D. (2011). Ankle injuries in football academies: a three-centre prospective study. *Br. J. Sports Med.* 45, 702–708. doi: 10.1136/bjism.2009.067900
- Cloke, D. J., Spencer, S., Hodson, A., and Deehan, D. (2009). The epidemiology of ankle injuries occurring in English Football Association academies. *Br. J. Sports Med.* 43, 1119–1125. doi: 10.1136/bjism.2008.052050
- Coombs, R., and Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J. Sports Sci. Med.* 1:56.
- Deehan, D., Bell, K., and Mccaskie, A. (2007). Adolescent musculoskeletal injuries in a football academy. *J. Bone Joint Surg. Br.* 89, 5–8. doi: 10.1302/0301-620X.89B1.18427
- Donnell-Fink, L. A., Klara, K., Collins, J. E., Yang, H. Y., Goczalk, M. G., Katz, J. N., et al. (2015). Effectiveness of knee injury and anterior cruciate ligament tear prevention programs: a meta-analysis. *PLoS ONE* 10:e0144063. doi: 10.1371/journal.pone.0144063
- Emery, C. A., Meeuwisse, W. H., and Hartmann, S. E. (2005). Evaluation of risk factors for injury in adolescent soccer: implementation and validation of an injury surveillance system. *Am. J. Sports Med.* 33, 1882–1891. doi: 10.1177/0363546505279576
- Engebretsen, A. H., Myklebust, G., Holme, I., Engebretsen, L., and Bahr, R. (2010). Intrinsic risk factors for groin injuries among male soccer players: a prospective cohort study. *Am. J. Sports Med.* 38, 2051–2057. doi: 10.1177/0363546510375544
- Faude, O., Rössler, R., Petushek, E. J., Roth, R., Zahner, L., and Donath, L. (2017). Neuromuscular adaptations to multimodal injury prevention programs in youth sports: a systematic review with meta-analysis of randomized controlled trials. *Front. Physiol.* 8:791. doi: 10.3389/fphys.2017.00791
- Fousekis, K., Tsepis, E., and Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *J. Sports Sci. Med.* 9, 364–373.
- Fransz, D., Huurnink, A., Kingma, I., and Van Dieën, J. (2014). How does postural stability following a single leg drop jump landing task relate to postural stability during a single leg stance balance task? *J. Biomech.* 47, 3248–3253. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.06.019
- Freckleton, G., and Pizzari, T. (2012). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* 47, 351–358. doi: 10.1136/bjsports-2011-090664
- Frisch, A., Urhausen, A., Seil, R., Croisier, J.-L., Windal, T., and Theisen, D. (2011). Association between preseason functional tests and injuries in youth football: a prospective follow-up. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 21, e468–e476. doi: 10.1111/j.1600-0838.2011.01369.x
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., et al. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Br. J. Sports Med.* 40, 193–201. doi: 10.1136/bjism.2005.025270
- Goldie, P. A., Bach, T. M., and Evans, O. M. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 70, 510–517.
- Graham-Smith, P., Jones, P. A., Comfort, P., and Munro, A. G. (2013). Assessment of knee flexor and extensor muscle balance. *Int. J. Athletic Ther. Train.* 18, 1–5. doi: 10.1123/ijatt.18.5.1
- Granacher, U., Bridenbaugh, S. A., Muehlbauer, T., Wehrle, A., and Kressig, R. W. (2011). Age-related effects on postural control under multi-task conditions. *Gerontology* 57, 247–255. doi: 10.1159/000322196
- Granacher, U., and Gollhofer, A. (2011). Is there an association between variables of postural control and strength in adolescents? *J. Strength Cond. Res.* 25, 1718–1725. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181dbdb08

- Hassani, A., Patikas, D., Bassa, E., Hatzikotoulas, K., Kellis, E., and Kotzamanidis, C. (2006). Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 16, 661–668. doi: 10.1016/j.jelekin.2005.11.006
- Hegeudus, E. J., McDonough, S. M., Bleakley, C., Baxter, D., and Cook, C. E. (2015). Clinician-friendly lower extremity physical performance tests in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury. Part 2—the tests for the hip, thigh, foot and ankle including the star excursion balance test. *Br. J. Sports Med.* 49, 649–656. doi: 10.1136/bjsports-2014-094341
- Huxel Bliven, K. C., and Anderson, B. E. (2013). Core stability training for injury prevention. *Sports Health* 5, 514–522. doi: 10.1177/1941738113481200
- Jaric, S. (2002). Muscle strength testing: use of normalisation for body size. *Sports Med.* 32, 615–631. doi: 10.2165/00007256-200232100-00002
- Kim, D., and Hong, J. (2011). Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: a prospective study during one season. *Isokinet. Exerc. Sci.* 19, 1–6. doi: 10.3233/IES-2011-0406
- Knapp, D., Lee, S., Chinn, L., Saliba, S., and Hertel, J. (2011). Differential ability of selected postural-control measures in the prediction of chronic ankle instability status. *J. Athl. Train.* 46, 257–262. doi: 10.4085/1062-6050-46.3.257
- Kocjan, A., and Sarabon, N. (2014). Assessment of isometric trunk strength - the relevance of body position and relationship between planes of movement. *J. Sports Sci. Med.* 13, 365–370.
- Kolodziej, M., and Jaitner, T. (2018). Single functional movement screen items as main predictors of injury risk in amateur male soccer players. *German J. Exercise Sport Res.* 48, 349–357. doi: 10.1007/s12662-018-0515-2
- Kolodziej, M., Tilly, S., and Jaitner, T. (2019). “Test-retest reliability of isometric muscle strength measurement for hip adductors and abductors,” in *XXVIII Isokinetic Medical Group Conference*, London.
- Laheru, D., Kerr, J. C., and McGregor, A. H. (2007). Assessing hip abduction and adduction strength: can greater segmental fixation enhance the reproducibility? *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 88, 1147–1153. doi: 10.1016/j.apmr.2007.05.017
- Le Gall, F., Carling, C., Reilly, T., Vandewalle, H., Church, J., and Rochongar, P. (2006). Incidence of injuries in elite French youth soccer players: a 10-season study. *Am. J. Sports Med.* 34, 928–938. doi: 10.1177/0363546505283271
- Lee, J. W. Y., Mok, K. M., Chan, H. C. K., Yung, P. S. H., and Chan, K. M. (2018). Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for hamstring strain injury in football: a prospective study of 146 professional players. *J. Sci. Med. Sport* 21, 789–793. doi: 10.1016/j.jsams.2017.11.017
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., and Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 926–934. doi: 10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3
- Lehr, M. E., Kime, D., Onks, C., Silvis, M., and Streisel, M. (2017). Development of a preliminary evidence-based neuromusculoskeletal exercise guideline to reduce injury risk in the lower limb. *Phys. Ther. Sport* 25, 76–83. doi: 10.1016/j.ptsp.2016.08.012
- Maffiuletti, N. A. (2010). Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J. Bone Joint Surg. Am.* 92, 220–229. doi: 10.2106/JBJS.I.00305
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., et al. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am. J. Sports Med.* 33, 1003–1010. doi: 10.1177/0363546504272261
- McGuine, T. A., Greene, J. J., Best, T., and Levenson, G. (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin. J. Sport Med.* 10, 239–244. doi: 10.1097/00042752-200010000-00003
- McGuine, T. A., and Keene, J. S. (2006). The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am. J. Sports Med.* 34, 1103–1111. doi: 10.1177/0363546505284191
- Meeuwisse, W. H., Tyrreman, H., Hagel, B., and Emery, C. (2007). A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clin. J. Sport Med.* 17, 215–219. doi: 10.1097/JSM.0b013e3180592a48
- Meyer, C., Corten, K., Wesseling, M., Peers, K., Simon, J.-P., Jonkers, I., et al. (2013). Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS ONE* 8:e81149. doi: 10.1371/journal.pone.0081149
- Moore, O., Cloke, D. J., Avery, P. J., Beasley, L., and Deehan, D. J. (2011). English Premiership Academy knee injuries: lessons from a 5 year study. *J. Sports Sci.* 29, 1535–1544. doi: 10.1080/02640414.2011.605162
- Myklebust, G., Engebretsen, L., Braekken, I. H., Skjølberg, A., Olsen, O. E., and Bahr, R. (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: a prospective intervention study over three seasons. *Clin. J. Sport Med.* 13, 71–78. doi: 10.1097/00042752-200303000-00002
- Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L., and Okada, T. (2008). The relationship between core stability and performance in division I football players. *J. Strength Cond. Res.* 22, 1750–1754. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181874564
- Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., and Bahr, R. (2005). Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial. *BMJ* 330:449. doi: 10.1136/bmj.38330.632801.8F
- Orchard, J., Marsden, J., Lord, S., and Garlick, D. (1997). Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *Am. J. Sports Med.* 25, 81–85. doi: 10.1177/036354659702500116
- Pau, M., Arippa, F., Leban, B., Corona, F., Ibbá, G., Todde, F., et al. (2015). Relationship between static and dynamic balance abilities in Italian professional and youth league soccer players. *Phys. Ther. Sport* 16, 236–241. doi: 10.1016/j.ptsp.2014.12.003
- Peterson, L., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T., and Dvorak, J. (2000). Incidence of football injuries and complaints in different age groups and skill-level groups. *Am. J. Sports Med.* 28, 51–57. doi: 10.1177/28.suppl_5.s-51
- Pfirrmann, D., Herbst, M., Ingelfinger, P., Simon, P., and Tug, S. (2016). Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: a systematic review. *J. Athl. Train.* 51, 410–424. doi: 10.4085/1062-6050-51.6.03
- Price, R., Hawkins, R., Hulse, M., and Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in Academy youth football. *Br. J. Sports Med.* 38, 466–471. doi: 10.1136/bjism.2003.005165
- Read, P., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., and Lloyd, R. S. (2015). Injury risk factors in male youth soccer players. *Strength Cond. J.* 37, 1–7. doi: 10.1519/SSC.0000000000000171
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M., Myer, G. D., and Lloyd, R. S. (2018). A prospective investigation to evaluate risk factors for lower extremity injury risk in male youth soccer players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 28, 1244–1251. doi: 10.1111/sms.13013
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B., Myer, G. D., and Lloyd, R. S. (2016). Neuromuscular risk factors for knee and ankle ligament injuries in male youth soccer players. *Sports Med.* 46, 1059–1066. doi: 10.1007/s40279-016-0479-z
- Renshaw, A., and Goodwin, P. C. (2016). Injury incidence in a Premier League youth soccer academy using the consensus statement: a prospective cohort study. *BMJ Open Sport Exercise Med.* 2:e000132. doi: 10.1136/bmjsem-2016-000132
- Ribeiro, F., Santos, F., Gonçalves, P., and Oliveira, J. (2008). Effects of volleyball match-induced fatigue on knee joint position sense. *Eur. J. Sport Sci.* 8, 397–402. doi: 10.1080/02614360802373060
- Riemann, B. L., and Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J. Athl. Train.* 37, 71–79.
- Ringhof, S., and Stein, T. (2018). Biomechanical assessment of dynamic balance: specificity of different balance tests. *Hum. Mov. Sci.* 58, 140–147. doi: 10.1016/j.humov.2018.02.004
- Rommers, N., Rössler, R., Verhagen, E., Vandecasteele, F., Verstockt, S., Vaeyens, R., et al. (2020). A machine learning approach to assess injury risk in elite youth football players. *Med. Sci. Sports Exerc.* 52, 1745–1751. doi: 10.1249/MSS.00000000000002305
- Ruas, C. V., Pinto, R. S., Haff, G. G., Lima, C. D., Pinto, M. D., and Brown, L. E. (2019). Alternative methods of determining hamstrings-to-quadriceps ratios: a comprehensive review. *Sports Med. Open* 5, 1–14. doi: 10.1186/s40798-019-0185-0
- Ruddy, J. D., Cormack, S. J., Whiteley, R., Williams, M. D., Timmins, R. G., and Opar, D. A. (2019). Modeling the risk of team sport injuries: a narrative review of different statistical approaches. *Front. Physiol.* 10:829. doi: 10.3389/fphys.2019.00829
- Schmidt, C. O., and Kohlmann, T. (2008). When to use the odds ratio or the relative risk? *Int. J. Public Health* 53, 165. doi: 10.1007/s00038-008-7068-3
- Schmikli, S. L., De Vries, W. R., Inklaar, H., and Backx, F. J. (2011). Injury prevention target groups in soccer: injury characteristics and incidence

- rates in male junior and senior players. *J. Sci. Med. Sport* 14, 199–203. doi: 10.1016/j.jsams.2010.10.688
- Shimada, H., Obuchi, S., Kamide, N., Shiba, Y., Okamoto, M., and Kakurai, S. (2003). Relationship with dynamic balance function during standing and walking. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 82, 511–516. doi: 10.1097/01.PHM.0000064726.59036.CB
- Simonsen, E. B., Magnusson, S., Bencke, J., Naesborg, H., Havkrog, M., Ebstrup, J., et al. (2000). Can the hamstring muscles protect the anterior cruciate ligament during a side-cutting maneuver? *Scand. J. Med. Sci. Sports* 10, 78–84. doi: 10.1034/j.1600-0838.2000.010002078.x
- Soderman, K., Alfredson, H., Pietila, T., and Werner, S. (2001). Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 9, 313–321. doi: 10.1007/s001670100228
- Taylor, J. B., Waxman, J. P., Richter, S. J., and Shultz, S. J. (2015). Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* 49, 79–87. doi: 10.1136/bjsports-2013-092358
- Thorborg, K., Branci, S., Nielsen, M. P., Tang, L., Nielsen, M. B., and Hölmich, P. (2014). Eccentric and isometric hip adduction strength in male soccer players with and without adductor-related groin pain: an assessor-blinded comparison. *Orthop. J. Sports Med.* 2:2325967114521778. doi: 10.1177/2325967114521778
- Timpka, T., Risto, O., and Björnsjö, M. (2007). Boys soccer league injuries: a community-based study of time-loss from sports participation and long-term sequelae. *Eur. J. Public Health* 18, 19–24. doi: 10.1093/eurpub/ckm050
- Tropp, H., Ekstrand, J., and Gillquist, J. (1984). Stabliometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med. Sci. Sports Exerc.* 16, 64–66. doi: 10.1249/00005768-198401000-00013
- Van Dyk, N., Bahr, R., Whiteley, R., Tol, J., Kumar, B., Hamilton, B., et al. (2016). Hamstring and quadriceps isokinetic strength deficits are weak risk factors for hamstring strain injuries: a 4-year cohort study. *Am. J. Sports Med.* 44, 1789–1795. doi: 10.1177/0363546516632526
- Wikstrom, E. A., Arrigenna, M. A., Tillman, M. D., and Borsa, P. A. (2006). Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankles. *J. Athl. Train.* 41:245.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Chmielewski, T. L., Cauraugh, J. H., and Borsa, P. A. (2007). Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39:397. doi: 10.1249/mss.0b013e31802d3460
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Smith, A. N., and Borsa, P. A. (2005). A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *J. Athl. Train.* 40:305.

Conflict of Interest: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Publisher's Note: All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

Copyright © 2021 Kolodziej, Nolte, Schmidt, Alt and Jaitner. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC BY). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

7 Publikation 2: Identifizierung biomechanischer Leistungsparameter als verletzungsrelevante Risikofaktoren



biomechanics



Article

Biomechanical Risk Factors of Injury-Related Single-Leg Movements in Male Elite Youth Soccer Players

Mathias Kolodziej ^{1,2,*}, Steffen Willwacher ³, Kevin Nolte ² , Marcus Schmidt ²  and Thomas Jaitner ² 

¹ Department of Strength and Conditioning and Performance, Borussia Dortmund, 44309 Dortmund, Germany

² Institute for Sport and Sport Science, TU Dortmund University, 44227 Dortmund, Germany; kevin.nolte@tu-dortmund.de (K.N.); marcus2.schmidt@tu-dortmund.de (M.S.); thomas.jaitner@tu-dortmund.de (T.J.)

³ Department of Mechanical and Process Engineering, Offenburg University of Applied Sciences, 77652 Offenburg, Germany; steffen.willwacher@hs-offenburg.de

* Correspondence: mathias.kolodziej@bvb.de; Tel.: +49-176-2069-8863

Abstract: Altered movement patterns during single-leg movements in soccer increase the risk of lower-extremity non-contact injuries. The identification of biomechanical parameters associated with lower-extremity injuries can enrich knowledge of injury risks and facilitate injury prevention. Fifty-six elite youth soccer players performed a single-leg drop landing task and an unanticipated side-step cutting task. Three-dimensional ankle, knee and hip kinematic and kinetic data were obtained, and non-contact lower-extremity injuries were documented throughout the season. Risk profiling was assessed using a multivariate approach utilising a decision tree model (classification and regression tree method). The decision tree model indicated peak knee frontal plane angle, peak vertical ground reaction force, ankle frontal plane moment and knee transverse plane angle at initial contact (in this hierarchical order) for the single-leg landing task as important biomechanical parameters to discriminate between injured and non-injured players. Hip sagittal plane angle at initial contact, peak ankle transverse plane angle and hip sagittal plane moment (in this hierarchical order) were indicated as risk factors for the unanticipated cutting task. Ankle, knee and hip kinematics, as well as ankle and hip kinetics, during single-leg high-risk movements can provide a good indication of injury risk in elite youth soccer players.

Keywords: injury prevention; risk factor; biomechanical screening; youth soccer; decision tree



Citation: Kolodziej, M.; Willwacher, S.; Nolte, K.; Schmidt, M.; Jaitner, T. Biomechanical Risk Factors of Injury-Related Single-Leg Movements in Male Elite Youth Soccer Players. *Biomechanics* **2022**, *2*, 281–300. <https://doi.org/10.3390/biomechanics2020022>

Academic Editors: Kerstin Witte and Arnold Baca

Received: 30 April 2022

Accepted: 23 May 2022

Published: 26 May 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

The majority of all injuries (70–88%) in youth soccer players occur in the lower extremities, affecting the knee and ankle joints and the thigh and hip muscles [1,2]. Up to 72% of lower-extremity injuries in elite youth soccer players are reportedly non-contact injuries [3]. Altered neuromuscular control during high-risk movements in soccer is assumed to be the underlying mechanism of non-contact lower-extremity injuries [4–6]. In particular, sudden decelerations combined with a rapid change of direction while cutting or landing from a jump are frequent injury situations [7,8]. An injury ultimately occurs in these high-risk situations when tissue stress reaches a tissue's maximal capacity. Excessive loading can result in mechanical failure and induce acute injuries, such as ligament sprains or muscle-tendon strains [4,9–11].

The assessment of kinematics and kinetics during jump-landing tasks can help identify non-contact injury risk (primarily of the knee joint) in different populations [12–15] defined to separate players at high risk from the rest [16,17]. An altered biomechanical motion of the lower extremities while completing this movement allows the ground reaction forces (GRF) to affect the lower-extremity alignment and is therefore a modifiable injury risk factor [18,19]. More specifically, an increased knee valgus angle, high knee abduction moments, reduced hip and knee flexion angles, internal rotation of the femur on the

tibia and decreased range of motion of the ankle are associated with mainly anterior cruciate ligament (ACL) injuries in double-leg sagittal plane landings [12,20–22]. The ankle and hip joints are also essential components within the closed kinetic chain, and altered biomechanics of these joints influence the impact forces on the knee joint [22]. However, the effect of ankle biomechanics in the sagittal, frontal and transversal planes in prospective injury risk studies is an unexplored scientific area [19].

Soccer-specific movements often differ from double-leg actions (e.g., during change of direction movements, passing or landing after a header), requiring the athlete to bear all bodyweight through a single limb [23,24]. Although providing meaningful data, double-leg actions may not fully represent athletes' neuromuscular strategies during high-risk movements [25].

Using single-leg screening tests may help identify soccer-related injury risk factors, as the previously mentioned dynamic multi-segmental malalignment patterns may become more apparent because of the absence of support for the contralateral leg and the smaller base of support [13,26]. Furthermore, biomechanical differences between double- and single-leg landings have already been observed. Studies have shown that landing with a single leg shows significantly less flexed knee and hip angles and higher joint moments, which increase the risk of lower-extremity injuries [25,27].

Moreover, soccer players perform an average of 726 cutting manoeuvres of 0–180° during match play [28]. Kinematic and kinetic analyses of unanticipated cutting movements may more closely simulate the kinematics and kinetics that the lower extremities experience during soccer-specific movements than the analysis of anticipated movements does; this is because of the limited time for the central nervous system to identify and accept the relevant input and perform neurocognitive processing to generate a dynamic neuromuscular response for successfully completing a movement with a low risk of being injured [29,30].

Numerous studies have described the kinematics of a lower-extremity injury during unanticipated cutting, especially ACL injuries. This occurrence could be explained by the fact that cutting movements have the propensity to create hazardous multiplanar knee joint loading when the foot is planted, such as high knee abduction moments and internal rotation moments, both of which might increase ACL strain and thus the risk of injury [31,32].

In summary, there is some indication that altered movement patterns in single-leg landings and unanticipated cutting movements increase the risk of lower-extremity injuries and that these high-risk movements represent non-contact injury scenarios well [33]. However, a significant amount of research about biomechanical risk factors is based on ACL injuries in female athletes, as they have a 2.3–9.7 times higher risk of ACL rupture than male athletes [34–36]. Nonetheless, ACL injury is a rather unusual soccer injury, constituting just slightly more than 5% of all injuries [36]. By contrast, muscle injuries (31–70%) and ligament injuries of the ankle (9–18%) account for most injuries in soccer [1,2]. As an altered biomechanical motion of the lower extremities can lead to exceeding the stress tolerance not only for the ACL but also for muscles (e.g., hamstring strain or adductor strain), tendons and ligaments in the ankle joint (e.g., ankle sprain) and knee joint (e.g., ACL rupture), more research is needed on how these movement patterns affect common injury types in soccer [37–40]. Additionally, previous studies have often used a local approach to determine risk factors. Non-local risk factors, which can be located distally or proximally to the site of injury, also seem to impact injury risk [41].

Prospective studies investigating the relationship between kinematics and kinetics of the lower extremities in all three planes of motion during high-risk movements and injury occurrence in elite youth soccer are rare. Prospective studies to identify cut-off scores, which play an important role in the practical implementation of preventive measures to distinguish injury-prone and non-injury-prone players, are also lacking. Therefore, the purpose of this study is (1) to assess ankle, knee and hip kinematics and kinetics during single-leg movements using a 3D motion analysis, (2) to investigate their association with

the risk of non-contact lower-extremity injuries in elite youth soccer players and (3) to provide practice-relevant cut-off scores. It was hypothesised that ankle, knee and hip kinematics and kinetics during single-leg movements are associated with lower-extremity injury risk.

2. Materials and Methods

2.1. Study Design, Participants and Injury Data Collection

This investigation was a prospective cohort study. Teams of the under-16 up to the under-19 age categories from the youth academies of two professional German soccer clubs were requested to take part in this study. Three teams (<16, <17 and <19 years old) volunteered to participate. Written information about the study design, the purpose of the study and the potential risks and benefits of participating in the study was provided to all members of the playing squad and their parents or legal caretakers for each team. The Ethics Committee of TU Dortmund University confirmed that the requirements of the Declaration of Helsinki were met.

Sixty-two male elite youth soccer players gave written informed consent to participate. Trained assessors, coordinated by the principal investigator (MK) to guarantee an equal testing process, tested these players at the beginning of the preparation period of the 2018/2019 season via laboratory-based injury risk screening in the laboratories of TU Dortmund University. On the day of testing, the assessors asked the players to complete a questionnaire to collect their demographic data, background information and history of previous lower-extremity injuries. All lower-extremity injuries up to 6 months before the assessments had to be reported.

Immediately after the testing, the players were tracked over a 10-month period to prospectively record any injuries sustained during training and competition. The injury data collection followed the procedures outlined in a consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of soccer injuries [42]. Only time-loss non-contact lower-limb injuries were considered. Further information about the inclusion and exclusion criteria, as well as the injury data collection process, has been described in detail elsewhere [43].

2.2. Experimental Protocol

All players performed a standardised warm-up, including 5 min of cycling on a bike ergometer, followed by movement preparation and plyometric exercises. After the warm-up, the players completed a single-leg drop landing (SLDL) task and an unanticipated side-step cutting (USSC) task with both legs. Adequate familiarisation with the tasks was facilitated in the form of two practice trials. Once the participants were comfortable with the tasks, they were asked to perform three successful trials for each leg. All landing and cutting tasks were performed on two force plates (AMTI Inc.[®], 176 Waltham St, Watertown, MA, USA) measuring 0.9 m × 0.6 m each at a 1000 Hz sampling rate.

The SLDL task consisted of the participants starting on top of a box (30 cm in height), with their feet shoulder width apart and their hands fixed at the hip. The participants were instructed to shift their weight onto one leg and to position the other leg in front of the box. Starting from this position, they were asked to drop down (not jump) off the box to the force plate with the weight-bearing leg, adopt the landing for 2 s and not touch the ground with the opposite leg [44] (see Figure 1).

The USSC task was performed from a fixed starting distance of 3.5 m in front of the two force plates. Two poles with one light-powered LED sensor (Fitlight[®], VISUS GmbH, Herrenberg, Germany) at a height of 1.5 m were placed directly behind the force plates. One pole with LED sensor at a height of 0.8 m was placed on the side 2 m after the start line and used as a light barrier. Poles placed 35° and 55° from the long axis of the runway were used to force the participants to cut at an angle of approximately 45° to the right or left side [45,46] (see Figure 2).

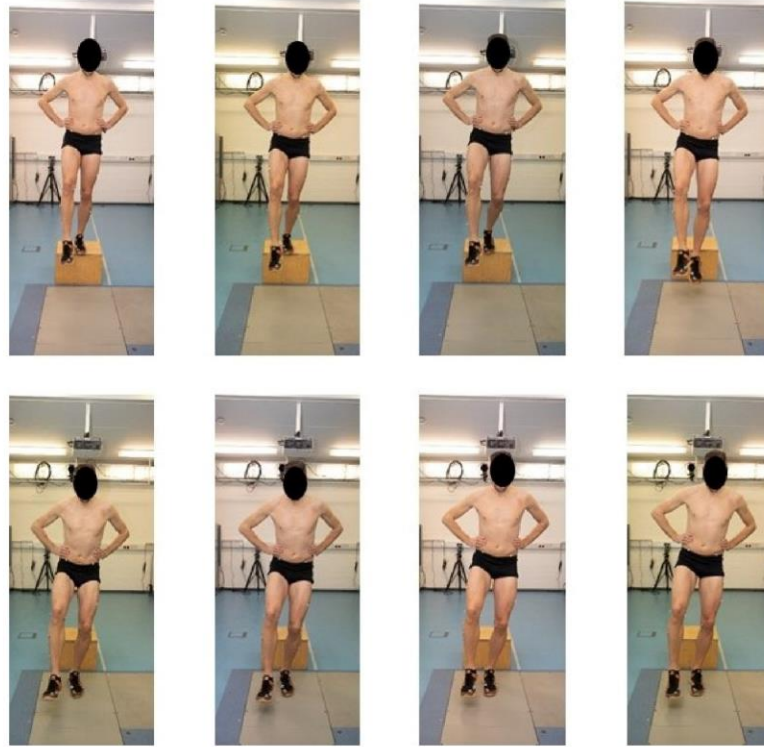


Figure 1. Representation of the testing situation of the SLDL used in this study.

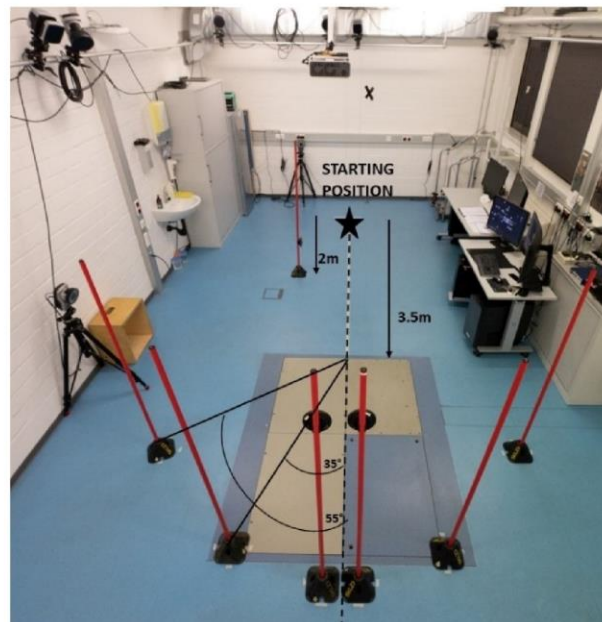


Figure 2. Runway used for the USSC. Players started from a fixed starting position. Poles placed 35° and 55° from the long axis of the runway were used to force the players to cut at an angle of approximately 45° to the right or left side.

The participants stood in an athletic ready position and accelerated towards the force plates. Immediately after passing the light barrier, they saw a flashing light on either the left or right sensor, indicating the intended cutting direction. The athletes were instructed to perform the side-step cutting task as fast as possible and as close as possible to a match-play situation (see Figure 3). Three successful trials for each side, performed in random order, were selected for further analysis. A rest period of at least 30 s was provided between repetitions, and rests of at least 2 min were provided between tasks to reduce the effect of fatigue [47–50].

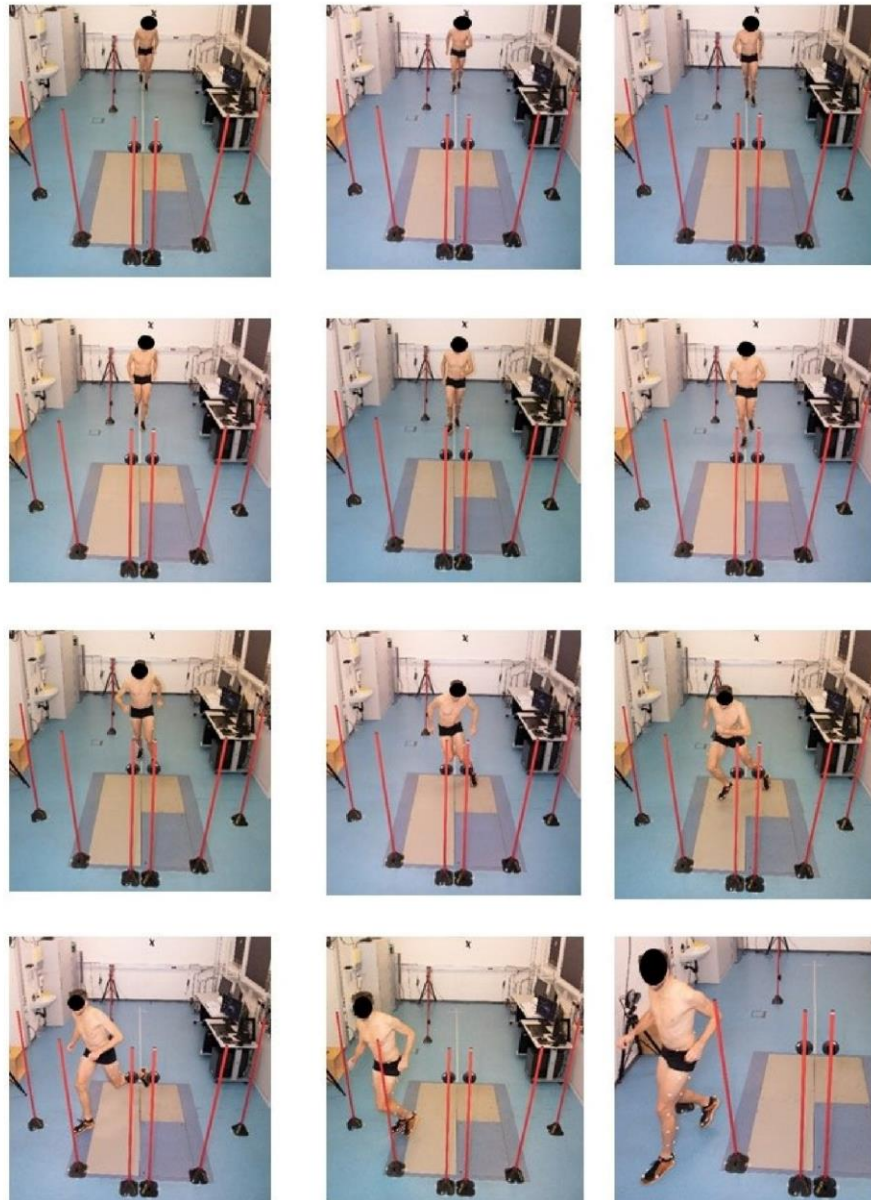


Figure 3. Representation of the testing situation of the USSC used in this study.

2.3. Kinematic and Kinetic Analysis

The participants' lower-body motion was captured using a 3D motion capture system that consisted of 12 infrared cameras (120 Hz, Qualisys[®], Göteborg, Sweden) and was time-synchronised to the force plates and a lower-body marker set of 40 markers [51] (see Figure 4).



Figure 4. Lower-body marker set-up used for 3D motion analysis.

Marker trajectory and force plate data were filtered with a fourth-order digital Butterworth filter with a cut-off frequency of 20 Hz to avoid impact-related artefacts in lower-extremity joint moments [52,53]. Lower-extremity joint angles and resultant internal joint moments were determined using a rigid body model of the lower extremities, including the forefoot, rearfoot, shank, thigh and pelvis segments [54,55]. Therefore, a customised MATLAB code (MathWorks Inc.[®], Natick, MA, USA) was used to calculate kinematic and kinetic parameters during the ground-contact phase using a 3D inverse dynamics model. The ground-contact phases for the SLDL and USSC tasks were defined as the interval from foot strike on the force plate to take-off using a threshold of 20 N of the smoothed vertical GRF [46,49]. Hip and knee flexion–extension, abduction–adduction and internal–external rotation angles and ankle dorsiflexion–plantarflexion, eversion–inversion and internal–external rotation angles were calculated as kinematic variables. Kinetics implied hip and knee flexion–extension, abduction–adduction and internal–external rotation moments; ankle dorsiflexion–plantarflexion, eversion–inversion and internal–external rotation moments; and vertical GRF (vGRF). Joint moments were expressed as the external moment applied to the joint. Body mass was used to normalise all kinetic parameters. Joint torques were expressed in the anatomical coordinate systems of the respective proximal segments. Kinematic parameters were determined at two points during the stance phase: initial contact (IC) and peak (PEAK), whereas kinetic parameters were determined at PEAK only. IC was defined as the first instance of the ground-contact phase, whereas PEAK was defined as the peak value within the first 100 ms after IC [49]. This period was chosen because ACL injuries are likely to occur in this period [56]. The average value of both legs and three successful trials was calculated for each parameter and considered for further analysis for each task.

2.4. Statistical Analyses

Data are presented as means \pm standard deviations. A decision tree was utilised to discriminate between injured and non-injured players. The tree was created using the classification and regression tree (CART) method [57]. In each iteration of the optimisation, the method chooses the cut in all available variables that maximises the reduction of the Gini impurity from the given observations to the subsequent partition into two groups.

This process is repeated iteratively for all resulting partitions until the reduction is less than 0.01 or a partition contains fewer than 20 participants. This leads to a hierarchical tree-like structure of binary decisions, which is highly interpretable (e.g., via a dendrogram).

Once the decision tree was optimised, the association to injury was assessed using a 2×2 contingency table based on the decision tree's classification and the true injury status of the players. Relative risk, sensitivity and specificity were calculated from the contingency table. Relative risk describes the increase in the probability of injury from players classified as injured to players classified as non-injured, whereas sensitivity and specificity served as performance measures for the decision tree [58–60]. Further information about the optimisation process of the decision tree and the calculation of relative risk, sensitivity and specificity has been described in detail elsewhere [43].

3. Results

3.1. Injury Epidemiology

Sixty-two elite youth soccer players (age: 17.2 ± 1.1 years; height: 179 ± 8 cm; weight: 70.4 ± 9.2 kg) were enrolled in the study. Because of technical problems, the data of six players could not be included in the analysis, which resulted in an attrition rate of 9.6%. Therefore, the data analysis was based on 56 players. There is no significant difference in age ($p > 0.05$), height ($p < 0.05$) and weight ($p > 0.05$) between injured and non-injured players. In this cohort, 23 non-contact injuries were registered over the 2018/2019 season, with 39% of the players ($n = 22$) having one or more non-contact injuries. Sixty-one percent of the players ($n = 34$) remained injury-free. The overall non-contact injury incidence was 1.2/1000 h of total exposure time (0.5 injuries per 1000 h of training and 3.9 injuries per 1000 h of competition). The most frequently injured body parts were the ankle (36%) and thigh muscles (hamstrings: 18%, quadriceps: 18%), followed by the adductors (16%) and the knee (12%). Sprains (48%) and strains (39%) were the most common injury types. Overuse injuries accounted for 13% of all non-contact injuries, whereas no fracture was counted.

3.2. Multivariate Analysis

Tables 1–3 present the descriptive statistics for all kinematic and kinetic parameters obtained from the biomechanical injury risk screening.

Table 1. Descriptive statistics (mean \pm standard deviation) for ankle, knee and hip kinematics during the SLDL of all players investigated according to their injury state (injured/non-injured).

Joint Kinematics at IC (°) and PEAK (°)	All Players ($n = 56$)	Injured Players ($n = 22$)	Non-Injured Players ($n = 34$)
Ankle			
Plantarflexion(+)/Dorsiflexion(−) IC	24.2 ± 5.3	24.2 ± 5.1	24.1 ± 5.5
Plantarflexion(+)/Dorsiflexion(−) PEAK	26.1 ± 6.1	26.9 ± 6.4	25.6 ± 6.0
Eversion(+)/Inversion(−) IC	-8.2 ± 3.8	-8.2 ± 4.2	-8.3 ± 3.5
Eversion(+)/Inversion(−) PEAK	-9.4 ± 3.9	-9.6 ± 4.2	-9.2 ± 3.7
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) IC	-1.8 ± 3.9	-1.5 ± 4.0	-2.0 ± 3.9
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) PEAK	-3.2 ± 4.5	-2.9 ± 4.6	-3.4 ± 4.4
Knee			
Flexion(+)/Extension(−) IC	15.1 ± 5.0	15.0 ± 4.8	15.1 ± 5.2
Flexion(+)/Extension(−) PEAK	52.3 ± 4.6	53.0 ± 4.3	51.8 ± 4.8
Adduction(+)/Abduction(−) IC	2.0 ± 2.9	1.6 ± 3.0	2.2 ± 2.9

Table 1. Cont.

Joint Kinematics at IC (°) and PEAK (°)	All Players (n = 56)	Injured Players (n = 22)	Non-Injured Players (n = 34)
Adduction(+)/Abduction(−) PEAK	−0.9 ± 4.0	−2.0 ± 4.6	−0.1 ± 3.4
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) IC	2.0 ± 4.0	1.5 ± 4.2	2.4 ± 3.8
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) PEAK	−10.0 ± 4.4	−9.4 ± 4.6	−10.4 ± 4.3
Hip			
Flexion(+)/Extension(−) IC	30.0 ± 6.9	30.1 ± 7.5	30.0 ± 6.6
Flexion(+)/Extension(−) PEAK	44.4 ± 8.6	44.4 ± 9.8	44.4 ± 7.9
Adduction(+)/Abduction(−) IC	−9.6 ± 2.8	−10.0 ± 2.7	−9.4 ± 3.0
Adduction(+)/Abduction(−) PEAK	0.3 ± 3.3	0.4 ± 3.5	0.2 ± 3.2
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) IC	4.8 ± 4.5	4.8 ± 5.6	4.8 ± 3.8
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) PEAK	−0.6 ± 4.2	−1.1 ± 4.9	−0.2 ± 3.7

SLDL, single-leg drop landing; IC, initial contact: first instance of ground-contact phase; PEAK, peak value: peak value within the first 100 ms after IC; (°), degrees.

Table 2. Descriptive statistics (mean ± standard deviation) for ankle, knee and hip kinematics during the USSC of all players investigated according to their injury state (injured/non-injured).

Joint Kinematics at IC (°) and PEAK (°)	All Players (n = 56)	Injured Players (n = 22)	Non-Injured Players (n = 34)
Ankle			
Plantarflexion(+)/Dorsiflexion(−) IC	−2.9 ± 9.2	−1.7 ± 11.1	−3.8 ± 7.7
Plantarflexion(+)/Dorsiflexion(−) PEAK	3.3 ± 6.5	4.7 ± 6.9	2.4 ± 6.1
Eversion(+)/Inversion(−) IC	−12.8 ± 5.8	−13.0 ± 6.0	−12.7 ± 5.7
Eversion(+)/Inversion(−) PEAK	−22.0 ± 4.9	−22.2 ± 5.3	−21.9 ± 4.7
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) IC	3.1 ± 5.1	3.1 ± 5.9	3.1 ± 4.5
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) PEAK	−0.2 ± 5.2	0.9 ± 5.4	−1.0 ± 5.0
Knee			
Flexion(+)/Extension(−) IC	42.8 ± 12.1	38.6 ± 12.3	45.6 ± 11.2
Flexion(+)/Extension(−) PEAK	56.6 ± 5.4	55.5 ± 6.0	57.4 ± 4.8
Adduction(+)/Abduction(−) IC	−1.1 ± 4.3	−1.1 ± 4.0	−1.1 ± 4.6
Adduction(+)/Abduction(−) PEAK	−6.0 ± 4.7	−6.2 ± 4.7	−5.9 ± 4.8
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) IC	−7.1 ± 5.8	−6.1 ± 6.4	−7.8 ± 5.3
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) PEAK	−12.6 ± 5.4	−11.5 ± 5.8	−13.4 ± 5.0
Hip			
Flexion(+)/Extension(−) IC	66.7 ± 8.9	64.0 ± 10.7	68.5 ± 7.0
Flexion(+)/Extension(−) PEAK	68.2 ± 8.6	65.6 ± 10.1	70.0 ± 7.0
Adduction(+)/Abduction(−) IC	−7.1 ± 4.4	−7.1 ± 4.5	−7.2 ± 4.3
Adduction(+)/Abduction(−) PEAK	−3.6 ± 4.6	−4.0 ± 4.7	−3.3 ± 4.5
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) IC	−2.6 ± 4.7	−2.5 ± 5.9	−2.7 ± 3.7
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) PEAK	6.1 ± 5.4	6.3 ± 7.1	6.0 ± 4.1

USSC, unanticipated side-step cutting; IC, initial contact: first instance of ground-contact phase; PEAK, peak value: peak value within the first 100 ms after IC; (°), degrees.

Table 3. Descriptive statistics (mean \pm standard deviation) for ankle, knee and hip kinetics during the SLDL and the USSC of all players investigated according to their injury state (injured/non-injured).

PEAK Joint Moments (Nm/kg)	All Players (<i>n</i> = 56)	Injured Players (<i>n</i> = 22)	Non-Injured Players (<i>n</i> = 34)
Ankle			
Plantarflexion(+)/Dorsiflexion(−) SLDL	−0.1 \pm 0.0	−0.1 \pm 0.0	−0.1 \pm 0.0
Plantarflexion(+)/Dorsiflexion(−) USSC	0.1 \pm 0.2	0.2 \pm 0.2	0.1 \pm 0.2
Eversion(+)/Inversion(−) SLDL	−0.4 \pm 0.1	−0.4 \pm 0.1	−0.4 \pm 0.1
Eversion(+)/Inversion(−) USSC	−0.3 \pm 0.1	−0.3 \pm 0.1	−0.3 \pm 0.1
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) SLDL	−0.4 \pm 0.1	−0.4 \pm 0.1	−0.4 \pm 0.1
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) USSC	−0.1 \pm 0.1	−0.1 \pm 0.1	−0.1 \pm 0.1
Knee			
Flexion(+)/Extension(−) SLDL	2.5 \pm 0.4	2.5 \pm 0.4	2.5 \pm 0.4
Flexion(+)/Extension(−) USSC	2.2 \pm 0.5	2.3 \pm 0.5	2.2 \pm 0.5
Adduction(+)/Abduction(−) SLDL	−0.7 \pm 0.3	−0.7 \pm 0.3	−0.7 \pm 0.3
Adduction(+)/Abduction(−) USSC	−0.9 \pm 0.2	−0.8 \pm 0.2	−0.9 \pm 0.2
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) SLDL	−0.1 \pm 0.1	−0.1 \pm 0.1	−0.1 \pm 0.0
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) USSC	−0.3 \pm 0.2	−0.3 \pm 0.3	−0.3 \pm 0.2
Hip			
Flexion(+)/Extension(−) SLDL	3.6 \pm 0.6	3.7 \pm 0.6	3.6 \pm 0.5
Flexion(+)/Extension(−) USSC	3.7 \pm 0.7	3.6 \pm 0.7	3.8 \pm 0.6
Adduction(+)/Abduction(−) SLDL	1.0 \pm 0.2	1.0 \pm 0.2	1.0 \pm 0.2
Adduction(+)/Abduction(−) USSC	0.6 \pm 0.3	0.6 \pm 0.3	0.6 \pm 0.3
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) SLDL	−0.6 \pm 0.2	−0.7 \pm 0.3	−0.6 \pm 0.1
External Rotation(+)/Internal Rotation(−) USSC	−0.6 \pm 0.2	−0.7 \pm 0.3	−0.6 \pm 0.1
PEAK vGRF (N/kg)	All Players (<i>n</i> = 56)	Injured Players (<i>n</i> = 22)	Non-Injured Players (<i>n</i> = 34)
vGRF SLDL	38.4 \pm 3.9	38.1 \pm 3.2	38.5 \pm 4.3
vGRF USSC	20.9 \pm 2.5	20.8 \pm 1.8	20.9 \pm 2.8

USSC, unanticipated side-step cutting; SLDL, single-leg drop landing; vGRF, vertical ground reaction force; Nm, newton meter; N, newton; kg, kilogram; PEAK, peak value: peak value within the first 100 ms after IC.

The decision tree model indicated the knee frontal plane angle PEAK, peak vGRF, ankle frontal plane moment and knee transverse plane angle IC (in this hierarchical order) for the single-leg landing task (see dendrogram in Figure 5) as important biomechanical parameters to discriminate between injured and non-injured players. The hip sagittal plane angle IC, ankle transverse plane angle PEAK and the hip sagittal plane moment (in this hierarchical order) were indicated for the unanticipated cutting task (see dendrogram in Figure 6).

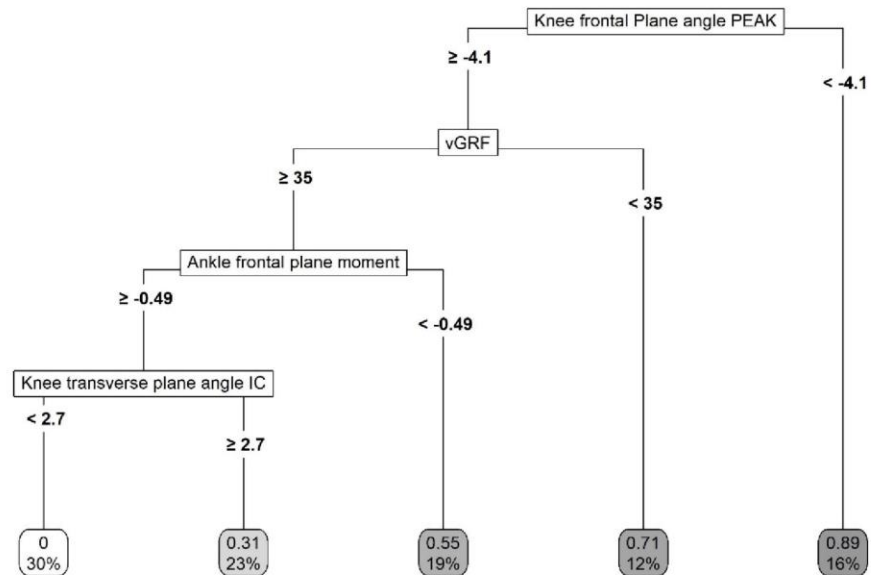


Figure 5. Decision tree model for the SLDL to discriminate between injured and non-injured players. The number on the edge shows the optimal cut-off point ($^{\circ}$, Nm/kg or N/kg) to distinguish between injured and non-injured players. For each cut, the node with more non-injured players appears on the left and the node with more injured players appears on the right in the dendrogram. The lower number in the leaf node indicates the proportion of the sample, whereas the upper number indicates the proportion of the injured players in the node.

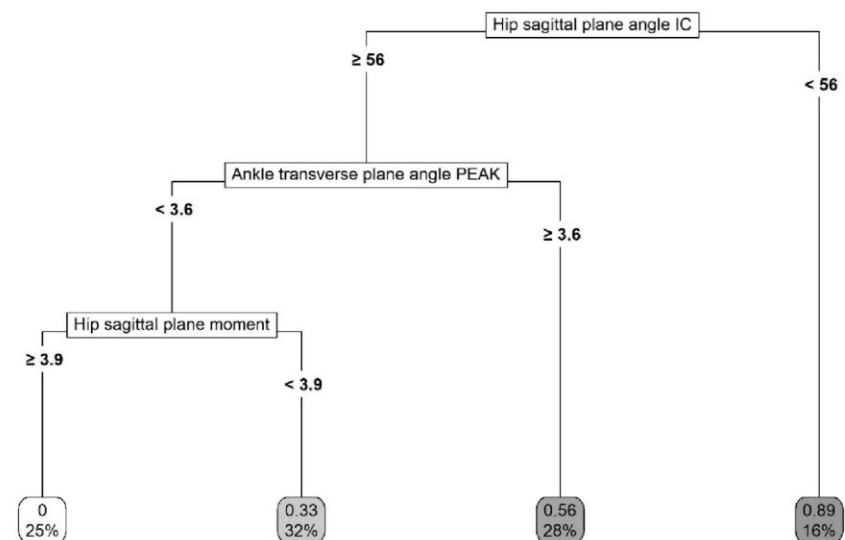


Figure 6. Decision tree model for the USSC to discriminate between injured and non-injured players. The number on the edge shows the optimal cut-off point (either $^{\circ}$ or Nm/kg) to distinguish between injured and non-injured players. For each cut, the node with more non-injured players appears on the left and the node with more injured players appears on the right in the dendrogram. The lower number in the leaf node indicates the proportion of the sample, whereas the upper number indicates the proportion of the injured players in the node.

The classification of the decision tree model for the single-leg landing task showed a sensitivity of 0.70 and a specificity of 0.87. The relative risk was calculated as 3.5 (see Table 4).

Table 4. A 2×2 contingency table for the decision tree model for the SLDL. The frequency distribution of players that have been classified as injured or non-injured by the decision tree is displayed against the frequency distribution of players that did or did not suffer an injury.

		Decision Tree Classification SLDL	
		Injured	Non-Injured
Injury Status	Injured	19 True positive (TP)	4 False positive (FP)
	Non-Injured	8 False negative (FN)	26 True negative (TN)

The classification of the decision tree model for the unanticipated cutting task showed a sensitivity of 0.68 and a specificity of 0.82. The relative risk was calculated as 3.1 (see Table 5).

Table 5. A 2×2 contingency table for the decision tree model for the USSC. The frequency distribution of players that have been classified as injured or non-injured by the decision tree is displayed against the frequency distribution of players that did or did not suffer an injury.

		Decision Tree Classification USSC	
		Injured	Non-Injured
Injury Status	Injured	17 True positive (TP)	6 False positive (FP)
	Non-Injured	8 False negative (FN)	26 True negative (TN)

4. Discussion

Understanding the movements and forces distributed throughout the lower limbs during single-leg high-risk movements is required to understand potential biomechanical injury risk factors. Multivariate analysis using a decision tree model indicated the knee frontal plane angle PEAK, peak vGRF, ankle frontal plane moment and knee transverse plane angle IC for the single-leg landing task as important biomechanical parameters to discriminate between injured and non-injured players. The hip sagittal plane angle IC, ankle transverse plane angle PEAK and hip sagittal plane moment were indicated for the unanticipated cutting task. Players who were classified as injured according to the decision tree model for the single-leg landing task and for the unanticipated cutting task had a threefold increase in injury risk compared with those who were classified as non-injured. The properties of the decision tree model for the single-leg landing task indicated that the corresponding classification correctly identified 70% of injured players as being injured, whereas the classification correctly identified 68% of injured players as such for the unanticipated cutting task. In addition, the classification correctly identified 87% of uninjured players as such for the single-leg landing task and 82% for the unanticipated cutting task. Therefore, measuring ankle, knee and hip kinematics, as well as ankle and hip kinetics, during single-leg high-risk movements provides good indication of injury risk in elite youth soccer players.

To the best of our knowledge, the present study is the first to analyse kinematic and kinetic parameters of the ankle, knee and hip via 3D motion analysis as injury risk factors in elite youth soccer. There is currently a lack of evidence describing the kinematics and kinetics of the lower extremities during landing and cutting tasks for elite youth soccer players in general. In this respect, appropriate comparisons with previous studies are

limited. Given the complexity of the decision tree results, we decided to discuss the cuts of the decision tree optimisation and to discuss only the paths that predict the highest probability of injury.

4.1. Single-Leg Landing Task

As a result of numerous studies with mostly small samples, knee abduction has become widely accepted as an undesirable movement pattern and injury risk factor [12,21,61]. The investigation of knee abduction during jump-landing tasks is valuable for identifying the non-contact injury risk for the knee joint and especially the ACL [12–14]. The results of our prospective injury risk factor identification process confirm this finding. The peak knee frontal plane angle was selected in the first cut of the decision tree optimisation and served as the root node. The related leaf node included 16% of the players with peak knee abduction angles greater than 4.1° , of whom 89% sustained an injury. At first, the importance of the knee abduction angle was surprising, as only three of the twenty-three injuries in this study affected the knee joint. In addition, only one injury could be described as traumatic (ACL rupture); the other two were due to overuse (patellofemoral pain). In general, a low number of knee injuries may be a consequence of successful injury prevention programmes in the last decade, especially those focused on reducing knee abduction (or dynamic valgus collapse; [62,63]). This notion is supported by the fact that Hewett, Myer, Ford, Heidt, Colosimo, McLean, van den Bogert, Paterno and Succop [12] found a 9° peak knee abduction angle in a landing task, whereas our data showed only a 0.9° peak knee abduction angle, which seems insufficient to damage knee structures [64]. However, we observed notably altered kinematics in the ACL-injured player compared with the non-injured players. Specifically, the ACL-injured player demonstrated a 15-fold higher peak knee abduction angle, and he was one of the players assigned to the related node. In contrast to our study, Krosshaug et al. [65] found no association between knee abduction kinematics and kinetics and the risk of ACL injury in their large cohort study. In their meta-analyses, Cronström et al. [66] and Romero-Franco, Ortego-Mate and Molina-Mula [64] did not find that the knee abduction angle at initial contact, peak knee abduction angle and peak knee abduction moment were injury risk factors. However, Krosshaug, Steffen, Kristianslund, Nilstad, Mok, Myklebust, Andersen, Holme, Engebretsen and Bahr [65], Cronström, Creaby and Ageberg [66], and Romero-Franco, Ortego-Mate and Molina-Mula [64] investigated only knee injuries, especially injuries to the ACL. Additionally, Krosshaug, Steffen, Kristianslund, Nilstad, Mok, Myklebust, Andersen, Holme, Engebretsen and Bahr [65] used a double-leg vertical drop jump. These methodological differences make comparison with the present study difficult, because ACL injuries have different underlying injury mechanisms than, for example, muscle injuries [67]. Further, double-leg actions may not fully represent athletes' neuromuscular strategies during high-risk movements [25], and the dynamic multi-segmental malalignment patterns may become more apparent during single-leg screening tests because of the absence of the support of the contralateral leg and smaller base of support [26]. Interestingly, half of the ankle injuries in the present study occurred within the related leaf node. Therefore, knee abduction seems to be a critical kinematic variable for more than knee (and especially ACL) injuries. This interpretation is supported by a prospective study by Powers et al. [68], who found that weak hip abductor muscles predict ankle sprains in soccer players. Hip abductor weakness has also been related to increased knee frontal plane motion. Associations between hip abductor muscles and knee abduction were previously identified during a single-leg squat test and a landing task [69,70]. More research is needed on how the different elements (e.g., specific faulty movements or strength and postural control) of clinically oriented screening tools predict future lower-extremity injuries in elite youth soccer players.

The GRF is an important variable in biomechanical studies and presents an approximate measure of the external loading of the lower-extremity musculoskeletal system [71]. Peak vGRF was selected as the second splitting variable for the optimisation of the deci-

sion tree. One normally expects players who experience more severe loading to be at an increased risk of injury [72]. However, the optimisation of the decision tree showed that the risk of suffering a non-contact lower-extremity injury was higher for players with a lower vGRF. One potential explanation for the contrasting results could be that previous research on vGRF and injury risk focused on knee loading [27,73], whereas the knee was a rarely injured body part in the present study. Specifically, a stiff or low-flexion landing contributes to greater knee loading and results in greater vGRF compared with a soft or high-flexion landing [74]. A meta-analysis also showed no significant differences between the GRF of individuals with lower limb stress fractures and those in the control groups [75]. Therefore, we speculate that a soft landing strategy results in a greater relative contribution from the hip extensor to attenuate GRFs and that repetitive movements could exceed the tolerance of these muscles, which are frequently injured in soccer.

The ankle frontal plane moment was selected as the third splitting variable to optimise the decision tree. In principle, this classification showed that the risk of suffering a non-contact lower-extremity injury was higher for players with a higher ankle inversion moment. Koshino et al. [76] found that an internal rotated foot during a single-leg landing increased the ankle inversion moment, which we can confirm with our results, as injured players landed with a 9.6° internal rotated ankle. It has been frequently hypothesised that contacting the ground in an increased inversion position could result in an ankle sprain [77–79], which was the most frequently injured body part and injury type in the present study. However, to date, little is known about the biomechanical abnormalities of the ankle joint, especially in the frontal plane, in prospective injury risk studies.

Finally, the knee transverse plane angle at initial contact was selected as the fourth splitting variable to optimise the decision tree. In principle, this classification showed that the risk of suffering a non-contact lower-extremity injury was higher for players with a higher knee external rotation angle. This is in line with previous research investigating ACL injury risk and focusing on the ‘position of no return’ [80,81], which includes components of tibial external rotation and knee valgus [82]. By contrast, Everard et al. [83] and Dai et al. [84] emphasised the combined effects of less knee flexion and more significant knee internal rotation on an increased risk of knee injuries. However, all these studies investigated only knee injuries, especially those of the ACL, and therefore can only be compared with the present study to a limited extent. Overall, the role of knee transverse plane kinematics as injury risk factors in single-leg landings should be thoroughly investigated in future studies with larger sample sizes.

4.2. Unanticipated Cutting Task

During dynamic tasks, downward momentum of the body is stopped by flexing the joints of the lower limb after foot–ground contact to absorb the GRFs [85,86]. The need to attenuate and redirect forces in the sagittal plane is important, especially when changing direction [87,88]. The capability of appropriate joint flexion to absorb the generated kinetic energy and thus mitigate stress on passive structures, such as ligaments and tendons, has been discussed intensively [19,22,89]. This discussion is supported by a substantial body of evidence showing that sagittal plane factors contribute to acute and overuse injuries [12,90,91]. In line with these findings, the hip sagittal plane angle at initial contact was selected for the first cut in the present study to optimise the decision tree and serve as the root node. This showed that the risk of suffering a non-contact lower-extremity injury was higher for players with a lower hip flexion angle. The related leaf node included 16% of the players with a hip flexion angle of less than 59° at initial contact, 89% of whom sustained an injury. We assume that increased hip-joint stiffness reflects a compensating hip-dominant movement strategy during the USSC task, which has been identified in individuals in the chronic stages of lateral ankle sprains, a common injury in youth soccer [1,2]. A compensatory redistribution of the load within the limbs occurs in non-injured players to increase their reliance on the proximal joints and absorb the impact forces, thus protecting the ankle from injury [92]. The association between increased hip-joint stiffness and

increased injury risk is supported by the selection of the hip sagittal plane moment as the third splitting variable for the optimisation of the decision tree. This showed that the risk of suffering a non-contact lower-extremity injury was higher for players with a lower hip flexion moment. This finding supports our conclusion that a high-risk posture in the USSC task for lower-extremity injuries includes hip-joint stiffness in the sagittal plane.

The peak ankle transverse plane angle was selected as the second splitting variable for the optimisation of the decision tree. This indicates that the risk of suffering a non-contact lower-extremity injury was higher for players with a greater ankle external rotation angle. The selection of the ankle transverse plane angle seems surprising, as researchers have demonstrated that the primary sagittal plane motion of the ankle is associated with injuries to the ankle, Achilles tendon and plantar-flexor muscles [22,93,94]. However, our results are supported by an overview of sub-optimal cutting techniques by Donelon, Dos'Santos, Pitchers, Brown and Jones [87]. An outwardly rotated foot has been shown to lead to increased susceptibility to eversion and pronation, which could also lead to knee abduction and tibial external rotation [87], which describes the 'position of no return' introduced by Ireland [80]. Overall, the role of ankle kinematics and kinetics as injury risk factors in single-leg high-risk movements should be investigated thoroughly in future studies that include larger sample sizes.

4.3. Practical Applications

In a targeted and successful injury prevention model, understanding why an injury occurs and the extent to which the occurrence of the injury is the result of a non-linear interaction between multiple risk factors is important [58,95,96]. Using the CART method [57], a decision tree was optimised, in which not only were risk factors identified using a multivariate procedure (as in previous research), but their interactions were also captured at the same time that practice-relevant cut-off values were determined, which is somewhat unique in injury prevention research. The resulting tree structure has a natural visualisation through its paths and nodes and thus a good data interpretability. Therefore, the use of the decision tree model and the identified cut-off values will allow practitioners and coaches to determine the injury risks of their players and enable customised injury prevention programmes to be provided as part of each player's daily training schedule. It has been shown that injury prevention programmes have the potential to change faulty motion patterns in single-leg movement, which results in a decreased injury risk [97–99] and decreased injury rates [100,101]. This is supported by several reviews and meta-analyses on the effects of multicomponent exercise prevention programmes for effective injury risk reduction [102–106].

4.4. Limitations

A limitation of all laboratory studies is that one cannot conclude how the measured movement patterns relate to the biomechanics of real soccer-specific movements [49]. However, we added an unanticipated stimulus to the cutting task that may more closely simulate the kinematics and kinetics that the lower extremities experience during soccer-specific movements, as there is limited time for a player to make postural adjustments [30]. Accordingly, the unanticipated cutting protocol in the present study was not easy to standardise, as all athletes used their preferred cutting technique. However, the resulting variation in side-step cutting techniques likely reflects the variation in the cutting techniques used during active gameplay [30,49].

While biomechanical analyses of cutting have focused primarily on manoeuvres performed at lower degrees (e.g., 45°), research suggests that cutting to larger angles results in different lower-extremity biomechanics and higher knee loading in male athletes [107,108]. However, we had the players cut at an angle of approximately 45° to be consistent with the methods used in comparable studies (e.g., Pollard et al., 2007; Jeong et al., 2021).

It has been shown that jump and cutting speed affect lower-extremity biomechanics [109]. As we used a drop landing task, the jump height could not be used as a performance parameter.

Each injury was weighted equally, regardless of its occurrence during the season. As the physical performance level of the players has a tendency to deteriorate over the season and the overall level of fatigue may accumulate, the injury risk has to be evaluated during the time more closely preceding the injury event [110,111]. Therefore, a single preseason evaluation of players has limited value in predicting injury risk throughout the season because of the changing nature of the risk factor profile, and there is a need for multiple assessments throughout the season. Solely screening players in a non-fatigued state may not accurately identify those individuals whose movement patterns deteriorate towards the end of a match, affecting their relative risk of injury. Furthermore, changes in injury risk at different stages of the development of youth soccer players seem probable [112].

Knee joint angle measurements taken from skin-mounted markers are challenged by problems such as skin motion and soft-tissue artefacts. Consequently, in our calculations, we applied a method in which the marker coordinates of each trial were mathematically optimised to improve their compliance with rigid body assumptions [113]. Despite the well-known problems in calculating accurate joint kinematics, particularly for the transverse plane, the applied method is currently considered the gold standard approach for the non-invasive calculation of 3D joint kinematics.

Notwithstanding the many advantages of the decision tree (e.g., illustration of interactions and determination of cut-off scores), because of the underlying database, a sharp distinction between at-risk and non-at-risk players on the basis of the cut-off score must be treated with caution. Care should be taken when interpreting the present results, especially practice-relevant cut-off scores.

Furthermore, the primary purpose of the study was to investigate between-group differences. However, taking into account that soccer players are exposed to asymmetric musculoskeletal loading because of their dominant and non-dominant legs is important.

Taking all these limitations into account, the association between larger cutting angles and the risk of injury should be considered in further research. Additionally, the approach speed (m/s) in the unanticipated side-step cutting task should be determined and injury risk analyses of inter-subject differences should be conducted between injured and non-injured legs and between dominant and non-dominant legs. Finally, the number and distribution of injuries did not allow for in-depth analyses by subgroups, such as by type of injury, which could be beneficial for more detailed injury prevention programmes. Therefore, larger samples are required in future research. Finally, the occurrence of an injury represents a complex systemic reaction that includes not only biomechanical or neuromuscular risk factors but also psychological risk factors [95]. Post-traumatic stress disorder (PTSD) is categorised as a trauma disorder, and symptoms are a direct result of a severe injury [114]. However, the extent to which severe injuries in youth soccer players can lead to PTSD, which in turn influences future movement patterns during high-risk movements, is still not well-known.

5. Conclusions

This research suggests that assessing ankle, knee, and hip kinematics as well as ankle and hip kinetics during single-leg high-risk movements can provide a good indication of injury risk in elite youth soccer players. These preliminary results may have practical implications for future directions in injury risk screening and for planning and developing customised training programmes to counteract intrinsic injury risk factors. An enhanced understanding of the associated coupled lower-extremity joint kinematics and kinetics in all movement planes may help determine distinct movement strategies that can decrease lower-extremity injury risk in elite youth soccer players. However, the role of lower-extremity biomechanics as injury risk factors in single-leg high-risk movements should be thoroughly investigated in future studies with larger sample sizes.

Author Contributions: Conceptualization, M.K. and T.J.; methodology, M.K.; software, S.W. and K.N.; validation, M.S.; formal analysis, M.K., S.W., K.N. and M.S.; investigation, M.K.; resources, M.K.; data curation, S.W., K.N. and M.S.; writing—original draft preparation, M.K.; writing—review and editing, S.W., K.N. and T.J.; visualization, M.K.; supervision, M.K. and T.J.; project administration, M.K. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and was approved by the Ethics Committee of TU Dortmund University (2018-07).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all participants involved in the study. Written informed consent was obtained from the participants to publish this paper.

Data Availability Statement: The data are not publicly available because the data owners are two elite soccer clubs in Germany which wanted to remain anonymous and did not give permission to make the original data publicly available. However, the authors can provide, upon reasonable request, transformed data that are processed in such a way that re-identifying the subjects involved in the study is not possible.

Acknowledgments: The authors would like to thank all the participants who volunteered to join in this study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Pfaffmann, D.; Herbst, M.; Ingelfinger, P.; Simon, P.; Tug, S. Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: A systematic review. *J. Athlet. Train.* **2016**, *51*, 410–424. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Price, R.; Hawkins, R.; Hulse, M.; Hodson, A. The football association medical research programme: An audit of injuries in academy youth football. *Br. J. Sports Med.* **2004**, *38*, 466–471. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Renshaw, A.; Goodwin, P.C. Injury incidence in a premier league youth soccer academy using the consensus statement: A prospective cohort study. *BMJ Open Sport Exerc. Med.* **2016**, *2*, e000132. [[CrossRef](#)]
- Read, P.J.; Oliver, J.L.; De Ste Croix, M.B.; Myer, G.D.; Lloyd, R.S. Neuromuscular risk factors for knee and ankle ligament injuries in male youth soccer players. *Sports Med.* **2016**, *46*, 1059–1066. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Zazulak, B.T.; Ponce, P.L.; Straub, S.J.; Medvecky, M.J.; Avedisian, L.; Hewett, T.E. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2005**, *35*, 292–299. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Lehnert, M.; De Ste Croix, M.; Zaatar, A.; Hughes, J.; Varekova, R.; Lastovicka, O. Muscular and neuromuscular control following soccer-specific exercise in male youth: Changes in injury risk mechanisms. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2017**, *27*, 975–982. [[CrossRef](#)]
- Boden, B.P.; Sheehan, F.T.; Torg, J.S.; Hewett, T.E. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Mechanisms and risk factors. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* **2010**, *18*, 520–527. [[CrossRef](#)]
- Murphy, D.; Connolly, D.; Beynon, B. Risk factors for lower extremity injury: A review of the literature. *Br. J. Sports Med.* **2003**, *37*, 13–29. [[CrossRef](#)]
- Whiting, W.C.; Zernicke, R.F. *Biomechanics of Musculoskeletal Injury*; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 2008.
- Ross, S.E.; Guskiewicz, K.M.; Yu, B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *J. Athlet. Train.* **2005**, *40*, 298–304.
- Hughes, G.; Watkins, J. A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. *Sports Med.* **2006**, *36*, 411–428. [[CrossRef](#)]
- Hewett, T.E.; Myer, G.D.; Ford, K.R.; Heidt, R.S., Jr.; Colosimo, A.J.; McLean, S.G.; van den Bogert, A.J.; Paterno, M.V.; Succop, P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *Am. J. Sports Med.* **2005**, *33*, 492–501. [[CrossRef](#)]
- Dingenen, B.; Malfait, B.; Nijs, S.; Peers, K.H.; Vereecken, S.; Verschueren, S.M.; Staes, F.F. Can two-dimensional video analysis during single-leg drop vertical jumps help identify non-contact knee injury risk? A one-year prospective study. *Clin. Biomech.* **2015**, *30*, 781–787. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Alentorn-Geli, E.; Mendiguchia, J.; Samuelsson, K.; Musahl, V.; Karlsson, J.; Cugat, R.; Myer, G.D. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports. Part I: Systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2014**, *22*, 3–15. [[CrossRef](#)]
- Fagenbaum, R.; Darling, W.G. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *Am. J. Sports Med.* **2003**, *31*, 233–240. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Van Mechelen, W.; Hlobil, H.; Kemper, H.C. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med.* **1992**, *14*, 82–99. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Bahr, R. Why screening tests to predict injury do not work—And probably never will . . . : A critical review. *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 776–780. [[CrossRef](#)]

18. Raisanen, A.M.; Arkkila, H.; Vasankari, T.; Steffen, K.; Parkkari, J.; Kannus, P.; Forsman, H.; Pasanen, K. Investigation of knee control as a lower extremity injury risk factor: A prospective study in youth football. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2018**, *28*, 2084–2092. [[CrossRef](#)]
19. Aerts, I.; Cumps, E.; Verhagen, E.; Verschueren, J.; Meeusen, R. A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. *J. Sports Med. Phys. Fit.* **2013**, *53*, 509–519.
20. Myer, G.D.; Ford, K.R.; Khoury, J.; Succop, P.; Hewett, T.E. Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *Am. J. Sports Med.* **2010**, *38*, 2025–2033. [[CrossRef](#)]
21. Myer, G.D.; Ford, K.R.; Khoury, J.; Succop, P.; Hewett, T.E. Biomechanics laboratory-based prediction algorithm to identify female athletes with high knee loads that increase risk of acl injury. *Br. J. Sports Med.* **2011**, *45*, 245–252. [[CrossRef](#)]
22. Boden, B.P.; Torg, J.S.; Knowles, S.B.; Hewett, T.E. Video analysis of anterior cruciate ligament injury abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am. J. Sports Med.* **2009**, *37*, 252–259. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Stolen, T.; Chamari, K.; Castagna, C.; Wisloff, U. Physiology of soccer: An update. *Sports Med.* **2005**, *35*, 501–536. [[CrossRef](#)]
24. Strudwick, A. *Soccer Science; Human Kinetics*: Champaign, IL, USA, 2016.
25. Taylor, J.B.; Ford, K.R.; Nguyen, A.-D.; Shultz, S.J. Biomechanical comparison of single-and double-leg jump landings in the sagittal and frontal plane. *Orthop. J. Sports Med.* **2016**, *4*, 2325967116655158. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Dingenen, B.; Staes, F.F.; Janssens, L. A new method to analyze postural stability during a transition task from double-leg stance to single-leg stance. *J. Biomech.* **2013**, *46*, 2213–2219. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Yu, B.; Lin, C.-F.; Garrett, W.E. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin. Biomech.* **2006**, *21*, 297–305. [[CrossRef](#)]
28. Bloomfield, J.; Polman, R.; O'Donoghue, P. Physical demands of different positions in fa premier league soccer. *J. Sports Sci. Med.* **2007**, *6*, 63.
29. Almonroeder, T.G.; Garcia, E.; Kurt, M. The effects of anticipation on the mechanics of the knee during single-leg cutting tasks: A systematic review. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2015**, *10*, 918–928.
30. Besier, T.F.; Lloyd, D.G.; Ackland, T.R.; Cochrane, J.L. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2001**, *33*, 1176–1181. [[CrossRef](#)]
31. Dempsey, A.R.; Lloyd, D.G.; Elliott, B.C.; Steele, J.R.; Munro, B.J. Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *Am. J. Sports Med.* **2009**, *37*, 2194–2200. [[CrossRef](#)]
32. Dempsey, A.R.; Lloyd, D.G.; Elliott, B.C.; Steele, J.R.; Munro, B.J.; Russo, K.A. The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2007**, *39*, 1765–1773. [[CrossRef](#)]
33. Chinnasee, C.; Weir, G.; Sasimontonkul, S.; Alderson, J.; Donnelly, C. A biomechanical comparison of single-leg landing and unplanned sidestepping. *Int. J. Sports Med.* **2018**, *39*, 636–645. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. Arendt, E.; Dick, R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. Ncaa data and review of literature. *Am. J. Sports Med.* **1995**, *23*, 694–701. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Prodromos, C.C.; Han, Y.; Rogowski, J.; Joyce, B.; Shi, K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury–reduction regimen. *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.* **2007**, *23*, 1320–1325.e1326. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Waldén, M.; Hägglund, M.; Werner, J.; Ekstrand, J. The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): A review of the literature from a gender-related perspective. *Knee Surg. Sports Traumat. Arthrosc.* **2011**, *19*, 3–10. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Shultz, S.J.; Schmitz, R.J.; Benjaminse, A.; Collins, M.; Ford, K.; Kulas, A.S. Acl research retreat vii: An update on anterior cruciate ligament injury risk factor identification, screening, and prevention. *J. Athlet. Train.* **2015**, *50*, 1076–1093. [[CrossRef](#)]
38. Hrysomallis, C. Hip adductors' strength, flexibility, and injury risk. *J. Strength Cond. Res.* **2009**, *23*, 1514–1517. [[CrossRef](#)]
39. Wing, C.; Bishop, C. Hamstring strain injuries: Incidence, mechanisms, risk factors, and training recommendations. *Strength Cond. J.* **2020**, *42*, 40–57. [[CrossRef](#)]
40. Fong, D.T.-P.; Hong, Y.; Chan, L.-K.; Yung, P.S.-H.; Chan, K.-M. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med.* **2007**, *37*, 73–94. [[CrossRef](#)]
41. De Bleecker, C.; Vermeulen, S.; De Blaiser, C.; Willems, T.; De Ridder, R.; Roosen, P. Relationship between jump-landing kinematics and lower extremity overuse injuries in physically active populations: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* **2020**, *50*, 1515–1532. [[CrossRef](#)]
42. Fuller, C.W.; Ekstrand, J.; Junge, A.; Andersen, T.E.; Bahr, R.; Dvorak, J.; Hagglund, M.; McCrory, P.; Meeuwisse, W.H. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Br. J. Sports Med.* **2006**, *40*, 193–201. [[CrossRef](#)]
43. Kolodziej, M.; Nolte, K.; Schmidt, M.; Alt, T.; Jaitner, T. Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: A preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries. *Front. Sports Act. Living* **2021**, *3*, 615330. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Russell, K.A.; Palmieri, R.M.; Zinder, S.M.; Ingersoll, C.D. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J. Athl. Train.* **2006**, *41*, 166–171.
45. Pollard, C.D.; Sigward, S.M.; Powers, C.M. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clin. J. Sport Med.* **2007**, *17*, 38–42. [[CrossRef](#)]

46. Jeong, J.; Choi, D.-H.; Shin, C.S. Core strength training can alter neuromuscular and biomechanical risk factors for anterior cruciate ligament injury. *Am. J. Sports Med.* **2021**, *49*, 183–192. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Dix, C.; Arundale, A.; Silvers-Granelli, H.; Marmion, A.; Zarzycki, R.; Snyder-Mackler, L. Biomechanical measures during two sport-specific tasks differentiate between soccer players who go on to anterior cruciate ligament injury and those who do not: A prospective cohort analysis. *Int. Sports Phys. Ther.* **2020**, *15*, 928. [[CrossRef](#)]
48. Thomas, C.; Dos' Santos, T.; Comfort, P.; Jones, P.A. Male and female soccer players exhibit different knee joint mechanics during pre-planned change of direction. *Sports Biomech.* **2020**, 1–14. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
49. Kristianslund, E.; Krosshaug, T. Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: Implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *Am. J. Sports Med.* **2013**, *41*, 684–688. [[CrossRef](#)]
50. Kristianslund, E.; Faul, O.; Bahr, R.; Myklebust, G.; Krosshaug, T. Sidestep cutting technique and knee abduction loading: Implications for acl prevention exercises. *Br. J. Sports Med.* **2014**, *48*, 779–783. [[CrossRef](#)]
51. Schmidt, M.; Nolte, K.; Terschluse, B.; Jaitner, T. Fatigue impairs kinematics but not kinetics of landing and cutting movements in elite youth female handball. *ISBS Proc. Arch.* **2020**, *38*, 696.
52. Kristianslund, E.; Krosshaug, T.; Van den Bogert, A. Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. *J. Biomech.* **2012**, *45*, 666–671. [[CrossRef](#)]
53. Mai, P.; Willwacher, S. Effects of low-pass filter combinations on lower extremity joint moments in distance running. *J. Biomech.* **2019**, *95*, 109311. [[CrossRef](#)]
54. Willwacher, S.; Kurz, M.; Menne, C.; Schrödter, E.; Brüggemann, G.-P. Biomechanical response to altered footwear longitudinal bending stiffness in the early acceleration phase of sprinting. *Footwear Sci.* **2016**, *8*, 99–108. [[CrossRef](#)]
55. Willwacher, S.; König, M.; Braunstein, B.; Goldmann, J.P.; Brüggemann, G.P. The gearing function of running shoe longitudinal bending stiffness. *Gait Posture* **2014**, *40*, 386–390. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
56. Koga, H.; Nakamae, A.; Shima, Y.; Iwasa, J.; Myklebust, G.; Engebretsen, L.; Bahr, R.; Krosshaug, T. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am. J. Sports Med.* **2010**, *38*, 2218–2225. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. Breiman, L.; Friedman, J.H.; Olshen, R.A.; Stone, C.J. Classification and regression trees. Belmont, ca: Wadsworth. *Int. Group* **1984**, *432*, 151–166.
58. Ruddy, J.D.; Cormack, S.J.; Whiteley, R.; Williams, M.D.; Timmins, R.G.; Opar, D.A. Modeling the risk of team sport injuries: A narrative review of different statistical approaches. *Front. Physiol.* **2019**, *10*, 829. [[CrossRef](#)]
59. Akobeng, A.K. Understanding diagnostic tests 1: Sensitivity, specificity and predictive values. *Acta Paediatr.* **2007**, *96*, 338–341. [[CrossRef](#)]
60. Schmidt, C.O.; Kohlmann, T. When to use the odds ratio or the relative risk? *Int. J. Public Health* **2008**, *53*, 165. [[CrossRef](#)]
61. Hewett, T.E.; Myer, G.D.; Ford, K.R.; Paterno, M.V.; Quatman, C.E. Mechanisms, prediction, and prevention of acl injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *J. Orthop. Res.* **2016**, *34*, 1843–1855. [[CrossRef](#)]
62. Nessler, T.; Denney, L.; Sampley, J. Acl injury prevention: What does research tell us? *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* **2017**, *10*, 281–288. [[CrossRef](#)]
63. Silvers-Granelli, H.J.; Bizzini, M.; Arundale, A.; Mandelbaum, B.R.; Snyder-Mackler, L. Does the fifa 11+ injury prevention program reduce the incidence of acl injury in male soccer players? *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2017**, *475*, 2447–2455. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
64. Romero-Franco, N.; Ortego-Mate, M.d.C.; Molina-Mula, J. Knee kinematics during landing: Is it really a predictor of acute noncontact knee injuries in athletes? A systematic review and meta-analysis. *Orthop. J. Sports Med.* **2020**, *8*, 2325967120966952. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
65. Krosshaug, T.; Steffen, K.; Kristianslund, E.; Nilstad, A.; Mok, K.M.; Myklebust, G.; Andersen, T.E.; Holme, I.; Engebretsen, L.; Bahr, R. The vertical drop jump is a poor screening test for acl injuries in female elite soccer and handball players: A prospective cohort study of 710 athletes. *Am. J. Sports Med.* **2016**, *44*, 874–883. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
66. Cronström, A.; Creaby, M.W.; Ageberg, E. Do knee abduction kinematics and kinetics predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-analysis of prospective studies. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2020**, *21*, 563. [[CrossRef](#)]
67. Wong, P.; Hong, Y. Soccer injury in the lower extremities. *Br. J. Sports Med.* **2005**, *39*, 473–482. [[CrossRef](#)]
68. Powers, C.M.; Ghoddosi, N.; Straub, R.K.; Khayambashi, K. Hip strength as a predictor of ankle sprains in male soccer players: A prospective study. *J. Athlet. Train.* **2017**, *52*, 1048–1055. [[CrossRef](#)]
69. Claiborne, T.L.; Armstrong, C.W.; Gandhi, V.; Pincivero, D.M. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J. Appl. Biomech.* **2006**, *22*, 41–50. [[CrossRef](#)]
70. De Marche Baldon, R.; Lobato, D.F.M.; Carvalho, L.P.; Santiago, P.R.P.; Benze, B.G.; Serrão, F.V. Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: Gender differences. *J. Appl. Biomech.* **2011**, *27*, 223–232. [[CrossRef](#)]
71. Zadpoor, A.A.; Nikooyan, A.A. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A meta-analysis. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.* **2012**, *226*, 579–588. [[CrossRef](#)]
72. Bates, N.A.; Ford, K.R.; Myer, G.D.; Hewett, T.E. Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *J. Biomech.* **2013**, *46*, 1237–1241. [[CrossRef](#)]

73. Sell, T.C.; Ferris, C.M.; Abt, J.P.; Tsai, Y.S.; Myers, J.B.; Fu, F.H.; Lephart, S.M. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *J. Orthop. Res.* **2007**, *25*, 1589–1597. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
74. Devita, P.; Skelly, W.A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med. Sci. Sports Exerc.* **1992**, *24*, 108–115. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
75. Zadpoor, A.A.; Nikooyan, A.A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clin. Biomech.* **2011**, *26*, 23–28. [[CrossRef](#)]
76. Koshino, Y.; Ishida, T.; Yamanaka, M.; Samukawa, M.; Kobayashi, T.; Tohyama, H. Toe-in landing increases the ankle inversion angle and moment during single-leg landing: Implications in the prevention of lateral ankle sprains. *J. Sport Rehab.* **2017**, *26*, 530–535. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
77. Wright, I.C.; Neptune, R.R.; van den Bogert, A.J.; Nigg, B.M. The influence of foot positioning on ankle sprains. *J. Biomech.* **2000**, *33*, 513–519. [[CrossRef](#)]
78. Robbins, S.; Waked, E.; Rappel, R. Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. *Br. J. Sports Med.* **1995**, *29*, 242–247. [[CrossRef](#)]
79. Herb, C.C.; Grossman, K.; Feger, M.A.; Donovan, L.; Hertel, J. Lower extremity biomechanics during a drop-vertical jump in participants with or without chronic ankle instability. *J. Athlet. Train.* **2018**, *53*, 364–371. [[CrossRef](#)]
80. Ireland, M.L. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. *J. Athlet. Train.* **1999**, *34*, 150.
81. Ireland, M.L. The female acl: Why is it more prone to injury? *Orthop. Clin.* **2002**, *33*, 637–651. [[CrossRef](#)]
82. Shultz, S.J.; Schmitz, R.J. Effects of transverse and frontal plane knee laxity on hip and knee neuromechanics during drop landings. *Am. J. Sports Med.* **2009**, *37*, 1821–1830. [[CrossRef](#)]
83. Everard, E.; Lyons, M.; Harrison, A.J. An examination of the relationship between the functional movement screen, landing error scoring system, and 3d kinematic data during a drop jump task. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *35*, 3012–3020. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
84. Dai, B.; Herman, D.; Liu, H.; Garrett, W.E.; Yu, B. Prevention of acl injury, part I: Injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Res. Sports Med.* **2012**, *20*, 180–197. [[CrossRef](#)]
85. Self, B.P.; Paine, D. Ankle biomechanics during four landing techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2001**, *33*, 1338–1344. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
86. Zhang, S.-N.; Bates, B.T.; Dufek, J.S. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2000**, *32*, 812–819. [[CrossRef](#)]
87. Donelon, T.A.; Dos'Santos, T.; Pitchers, G.; Brown, M.; Jones, P.A. Biomechanical determinants of knee joint loads associated with increased anterior cruciate ligament loading during cutting: A systematic review and technical framework. *Sports Med.-Open* **2020**, *6*, 53. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
88. Kipp, K.; McLean, S.G.; Palmieri-Smith, R.M. Patterns of hip flexion motion predict frontal and transverse plane knee torques during a single-leg land-and-cut maneuver. *Clin. Biomech.* **2011**, *26*, 504–508. [[CrossRef](#)]
89. Norcross, M.F.; Lewek, M.D.; Padua, D.A.; Shultz, S.J.; Weinhold, P.S.; Blackburn, J.T. Lower extremity energy absorption and biomechanics during landing, part i: Sagittal-plane energy absorption analyses. *J. Athlet. Train.* **2013**, *48*, 748–756. [[CrossRef](#)]
90. Leppänen, M.; Pasanen, K.; Krosshaug, T.; Kannus, P.; Vasankari, T.; Kujala, U.M.; Bahr, R.; Perttunen, J.; Parkkari, J. Sagittal plane hip, knee, and ankle biomechanics and the risk of anterior cruciate ligament injury: A prospective study. *Orthop. J. Sports Med.* **2017**, *5*, 2325967117745487. [[CrossRef](#)]
91. Leppänen, M.; Pasanen, K.; Kujala, U.M.; Vasankari, T.; Kannus, P.; Äyrämö, S.; Krosshaug, T.; Bahr, R.; Avela, J.; Perttunen, J. Stiff landings are associated with increased acl injury risk in young female basketball and floorball players. *Am. J. Sports Med.* **2017**, *45*, 386–393. [[CrossRef](#)]
92. Simpson, J.D.; Stewart, E.M.; Turner, A.J.; Macias, D.M.; Chander, H.; Knight, A.C. Lower limb joint kinetics during a side-cutting task in participants with or without chronic ankle instability. *J. Athlet. Train.* **2020**, *55*, 169–175. [[CrossRef](#)]
93. Bisseling, R.W.; Hof, A.L.; Bredeweg, S.W.; Zwerver, J.; Mulder, T. Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? *Br. J. Sports Med.* **2008**, *42*, 483–489. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
94. Hadzic, V.; Sattler, T.; Topole, E.; Jarnovic, Z.; Burger, H.; Dervisevic, E. Risk factors for ankle sprain in volleyball players: A preliminary analysis. *Isokinet. Exerc. Sci.* **2009**, *17*, 155–160. [[CrossRef](#)]
95. Bittencourt, N.F.N.; Meeuwisse, W.H.; Mendonça, L.D.; Nettel-Aguirre, A.; Ocarino, J.M.; Fonseca, S.T. Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept. *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 1309–1314. [[CrossRef](#)]
96. Edouard, P.; Ford, K.R. Great challenges toward sports injury prevention and rehabilitation. *Front. Sports Act. Living* **2020**, *2*, 80. [[CrossRef](#)]
97. Pappas, E.; Nightingale, E.J.; Simic, M.; Ford, K.R.; Hewett, T.E.; Myer, G.D. Do exercises used in injury prevention programmes modify cutting task biomechanics? A systematic review with meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* **2015**, *49*, 673–680. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
98. Pollard, C.D.; Sigward, S.M.; Ota, S.; Langford, K.; Powers, C.M. The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clin. J. Sport Med.* **2006**, *16*, 223–227. [[CrossRef](#)]
99. Myer, G.D.; Ford, K.R.; McLean, S.G.; Hewett, T.E. The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *Am. J. Sports Med.* **2006**, *34*, 445–455. [[CrossRef](#)]

100. Mandelbaum, B.R.; Silvers, H.J.; Watanabe, D.S.; Knarr, J.F.; Thomas, S.D.; Griffin, L.Y.; Kirkendall, D.T.; Garrett, W., Jr. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *Am. J. Sports Med.* **2005**, *33*, 1003–1010. [[CrossRef](#)]
101. Hewett, T.E.; Lindenfeld, T.N.; Riccobene, J.V.; Noyes, F.R. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *Am. J. Sports Med.* **1999**, *27*, 699–706. [[CrossRef](#)]
102. Webster, K.E.; Hewett, T.E. Meta-analysis of meta-analyses of anterior cruciate ligament injury reduction training programs. *J. Orthop. Res.* **2018**, *36*, 2696–2708. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
103. Al Attar, W.S.A.; Alshehri, M.A. A meta-analysis of meta-analyses of the effectiveness of fifa injury prevention programs in soccer. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2019**, *29*, 1846–1855. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
104. Lopes, T.J.A.; Simic, M.; Myer, G.D.; Ford, K.R.; Hewett, T.E.; Pappas, E. The effects of injury prevention programs on the biomechanics of landing tasks: A systematic review with meta-analysis. *Am. J. Sports Med.* **2018**, *46*, 1492–1499. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
105. Faude, O.; Rössler, R.; Petushek, E.J.; Roth, R.; Zahner, L.; Donath, L. Neuromuscular adaptations to multimodal injury prevention programs in youth sports: A systematic review with meta-analysis of randomized controlled trials. *Front. Physiol.* **2017**, *8*, 791. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
106. Owoeye, O.B.; VanderWey, M.J.; Pike, I. Reducing injuries in soccer (football): An umbrella review of best evidence across the epidemiological framework for prevention. *Sports Med.-Open* **2020**, *6*, 46. [[CrossRef](#)]
107. Besier, T.F.; Lloyd, D.G.; Cochrane, J.L.; Ackland, T.R. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2001**, *33*, 1168–1175. [[CrossRef](#)]
108. Sigward, S.M.; Cesar, G.M.; Havens, K.L. Predictors of frontal plane knee moments during side-step cutting to 45 and 110 degrees in men and women: Implications for anterior cruciate ligament injury. *Clin. J. Sport Med.* **2015**, *25*, 529–534. [[CrossRef](#)]
109. Dai, B.; Garrett, W.E.; Gross, M.T.; Padua, D.A.; Queen, R.M.; Yu, B. The effect of performance demands on lower extremity biomechanics during landing and cutting tasks. *J. Sport Health Sci.* **2019**, *8*, 228–234. [[CrossRef](#)]
110. Meeuwisse, W.H.; Tyreman, H.; Hagel, B.; Emery, C. A dynamic model of etiology in sport injury: The recursive nature of risk and causation. *Clin. J. Sport Med.* **2007**, *17*, 215–219. [[CrossRef](#)]
111. Emery, C.A.; Meeuwisse, W.H.; Hartmann, S.E. Evaluation of risk factors for injury in adolescent soccer: Implementation and validation of an injury surveillance system. *Am. J. Sports Med.* **2005**, *33*, 1882–1891. [[CrossRef](#)]
112. Read, P.J.; Oliver, J.L.; De Ste Croix, M.; Myer, G.D.; Lloyd, R.S. A prospective investigation to evaluate risk factors for lower extremity injury risk in male youth soccer players. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2018**, *28*, 1244–1251. [[CrossRef](#)]
113. Söderkvist, I.; Wedin, P.-Å. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J. Biomech.* **1993**, *26*, 1473–1477. [[CrossRef](#)]
114. Lucke-Wold, B.; Nolan, R.; Nwafor, D.; Nguyen, L.; Cheyuo, C.; Turner, R.; Rosen, C.; Marsh, R. Post-traumatic stress disorder delineating the progression and underlying mechanisms following blast traumatic brain injury. *J. Neurosci. Neuropharmacol.* **2018**, *4*, 118. [[PubMed](#)]

8 Publikation 3: Prädiktive Modellierung des Verletzungsrisikos der unteren Extremitäten: Ein multifaktorieller Ansatz mittels LASSO-Regression



Received: 11 February 2022 | Revised: 17 January 2023 | Accepted: 22 January 2023

DOI: 10.1111/sms.14322

ORIGINAL ARTICLE

WILEY

Predictive modeling of lower extremity injury risk in male elite youth soccer players using least absolute shrinkage and selection operator regression

Mathias Kolodziej^{1,2} | Andreas Groll³ | Kevin Nolte² | Steffen Willwacher⁴ | Tobias Alt⁵ | Marcus Schmidt² | Thomas Jaitner²

¹Department of Strength and Conditioning and Performance, Borussia Dortmund, Dortmund, Germany

²Institute for Sports and Sports Science, TU Dortmund University, Dortmund, Germany

³Department of Statistics, TU Dortmund University, Dortmund, Germany

⁴Department of Mechanical and Process Engineering, Offenburg University of Applied Sciences, Offenburg, Germany

⁵Department of Biomechanics, Performance Analysis and Strength and Conditioning, Olympic Training and Testing Centre Westphalia, Dortmund, Germany

Correspondence

Mathias Kolodziej, Department of Strength and Conditioning and Performance, Borussia Dortmund, Dortmund, Germany.
Email: mathias.kolodziej@bvb.de

Purpose: To (1) identify neuromuscular and biomechanical injury risk factors in elite youth soccer players and (2) assess the predictive ability of a machine learning approach.

Material and Methods: Fifty-six elite male youth soccer players (age: 17.2 ± 1.1 years; height: 179 ± 8 cm; mass: 70.4 ± 9.2 kg) performed a 3D motion analysis, postural control testing, and strength testing. Non-contact lower extremities injuries were documented throughout 10 months. A least absolute shrinkage and selection operator (LASSO) regression model was used to identify the most important injury predictors. Predictive performance of the LASSO model was determined in a leave-one-out (LOO) prediction competition.

Results: Twenty-three non-contact injuries were registered. The LASSO model identified concentric knee extensor peak torque, hip transversal plane moment in the single-leg drop landing task and center of pressure sway in the single-leg stance test as the three most important predictors for injury in that order. The LASSO model was able to predict injury outcomes with a likelihood of 58% and an area under the ROC curve of 0.63 (sensitivity = 35%; specificity = 79%).

Conclusion: The three most important variables for predicting the injury outcome suggest the importance of neuromuscular and biomechanical performance measures in elite youth soccer. These preliminary results may have practical implications for future directions in injury risk screening and planning, as well as for the development of customized training programs to counteract intrinsic injury risk factors. However, the poor predictive performance of the final model confirms the challenge of predicting sports injuries, and the model must therefore be evaluated in larger samples.

KEYWORDS

adolescent, elite, injury prediction, laboratory-based injury risk screening, soccer

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) License, which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.

© 2023 The Authors. Scandinavian Journal of Medicine & Science In Sports published by John Wiley & Sons Ltd.

1 | INTRODUCTION

Male elite youth soccer players boast a high injury risk, especially to the lower extremities, which is often related to early specialization and high training loads.^{1,2} Additionally, injuries and the resulting reduced player availability negatively impact team and individual performances.³ Thus, the challenge of predicting injury risk has received growing attention in recent years, not only in sport science but also in the sports industry,⁴ mainly since the identification of injury risk factors and the understanding of their interplay represent an important foundation for effective injury prevention.⁵

The cause-effect paradigm has been widely applied in injury prevention research, with such approaches focusing on finding the association between a single risk factor and injury outcomes (univariate approach). Research using this methodological approach is essential in terms of understanding why an injury occurs.⁶ Hence, several modifiable and non-modifiable risk factors have been hypothesized for lower extremity injuries using a multitude of statistical methods.⁷ However, although an injury may occur due to a single risk factor, this determination displays only a small piece of the puzzle.⁸ In reality, the occurrence of an injury represents a complex systemic reaction and tends to be more likely the result of a non-linear interaction between multiple risk factors (multivariable approach).^{5,6,8,9} Additionally, predictive modeling of lower extremity injury risk should focus on forecasting the occurrence of an injury and making predictions from known values to unknown outcomes.⁸

In recent years, the application of more advanced contemporary statistical approaches (e.g., supervised learning algorithms) derived from advanced artificial intelligence has emerged in sports injury prediction research to tackle this challenging multi-faceted task.^{4,10} Traditional logistic regression is often used to analyze the ability of multiple risk factors, which are determined through injury risk screening batteries, to predict injuries.^{5,6,11} However, if a large number of possible predictors is available, standard logistic regression estimates often become unstable or even infeasible ($p > n$ case). Moreover, and especially if multiple interaction effects of the predictors are also included in the statistical model, multicollinearity issues arise. In these situations, regularization techniques and methods for variable selection become relevant. Besides other methods stemming from the machine learning community, such as boosting¹² or random forests,¹³ the so-called least absolute shrinkage and selection operator (LASSO^{14,15}) has proven to be particularly beneficial.⁴ An alternative approach for the selection of sensitive parameter subsets in the context of

the biomechanical system identification has been proposed by Ramadan et al.¹⁶

Recent empirical evidence has shown that contemporary statistical approaches, including machine learning, can provide promising results in the prediction of injuries in multiple sports using a variety of predictor variables.^{11,17,18} Two of the most promising, but also contrasting, sets of results to predict injury risk were obtained in elite youth soccer players.^{11,17}

Rommers et al.¹⁷ and Oliver et al.¹¹ both prospectively investigated a large sample of male youth elite soccer players (Rommers et al.¹⁷ examined U10–U15 age groups, whereas Olivier et al.¹¹ examined U11–U18 age groups) through a preseason test battery of anthropometric, motor coordination, and physical measures.^{11,17} Rommers et al.¹⁷ identified a higher predicted age at peak height velocity, higher body height, longer leg length, lower fat percentage, and average performance on the standing broad jump as the five most important predictors for injury, using an extreme gradient boosting algorithm (XGBoost) with an accuracy of 85%.

Based on their machine learning model, which used the best performing decision tree, Oliver et al.¹¹ concluded that asymmetry in the single-leg countermovement jump, asymmetry in the 75% Hop, asymmetry in the Y-Balance Test, the knee valgus angle assessed through the tuck jump test, and body size contribute to injury risk. In contrast to Rommers et al.,¹⁷ their machine learning model had poor overall accuracy in detecting injury.

Despite the different outcomes, both studies used field-based and low-cost screening tests—in addition to anthropometric measures—whose measurement properties and relationships to injury are currently limited, conflicting, or unknown.¹⁹ Additionally, and to the best of the authors' knowledge, previous machine learning approaches have been limited in their inclusion of measurements of muscle strength, postural stability, and biomechanics of the lower extremities during high-risk movements. With the inclusion of these neuromuscular and biomechanical performance measurements, machine learning models could be utilized to identify risk factors that are more injury-specific, which would be advantageous to modeling and understanding injury risk profiles. Furthermore, to the best of our knowledge, no previous research has used the LASSO regression for the predictive modeling of lower extremity injury risk in youth elite soccer players. These contemporary tools, along with the use of resampling methods to assess the models' predictive power, may overcome the limitations inherent to the current evidence and facilitate the construction of robust, interpretable, and generalizable models to predict lower extremity injuries.

Therefore, the purpose of this study was to (1) identify neuromuscular and biomechanical injury risk factors in

elite youth soccer players and (2) assess the predictive ability of a machine learning approach using a LASSO model.

2 | MATERIALS AND METHODS

2.1 | Study design, participants, and injury data collection

This was a prospective cohort study. Six teams (under 16, under 17, and under 19) from the youth academies of two professional German soccer clubs were contacted and invited to participate. Three teams (under 16, under 17, and under 19) volunteered to take part in the study. Sixty-two elite male youth soccer players (age: 17.2 ± 1.1 years; height: 179 ± 8 cm; mass: 70.4 ± 9.2 kg) gave their written informed consent to participate. Players who met the inclusion criteria were tested via laboratory-based injury risk screening at the beginning of the preparation period for the 2018/2019 season. Injuries were documented by a standardized injury form throughout the 10 months of the 2018/2019 season starting after the initial testing at the beginning of the preparation period. The injury data collection process followed the procedures outlined in a consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of soccer injuries.²⁰ Only time-loss non-contact injuries were counted, meaning that a player was missing completely in training or match play. Contact injuries, illnesses, and injuries to the upper body were excluded because of their unpredictable nature compared to non-contact injury mechanisms. Further information about the inclusion and exclusion criteria, as well as the injury data collection process, has been described in detail elsewhere.²¹ The Ethics Committee of TU Dortmund University confirmed that the requirements of the Declaration of Helsinki were met.

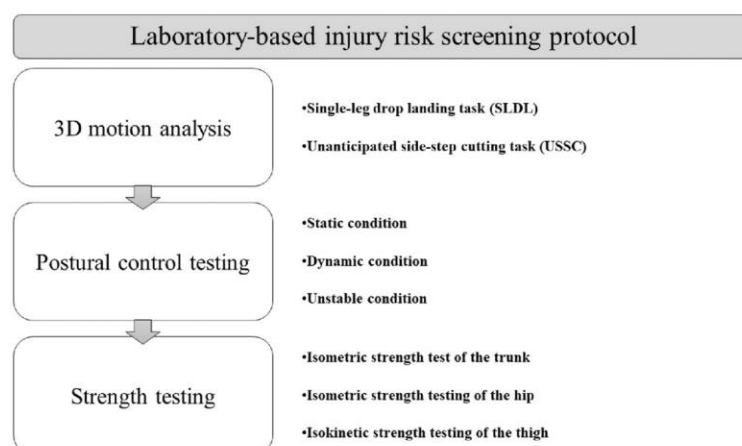
2.2 | Laboratory-based injury risk screening

Prior to testing, all players performed a standardized warm-up, including 5 min cycling on a bike ergometer, followed by movement preparation and plyometric exercises. The laboratory-based injury risk screening battery consisted of a 3D motion analysis, postural control testing, and strength testing. After the warm-up, the players underwent these tests in a standardized order to avoid neuromuscular fatigue in the lower extremities and the trunk, particularly while undergoing 3D motion analysis and postural control testing, and to ensure equal test conditions for all players (see Figure 1). The procedures for data measurement and processing for the postural control testing, the strength testing and the 3D motion analysis have already been described in detail in previous studies.^{21,22}

2.2.1 | 3D motion analysis

The players completed a single-leg drop landing task (SLDL) (30-cm box) and an unanticipated side-step cutting task (USSC) (45° cutting angle) with both legs. All landing and cutting tasks were performed on two force plates (AMTI Inc.) measuring 0.9×0.6 m and sampling at 1000 Hz. Each participant's lower body motion was captured using a 3D motion capture system consisting of 12 infrared cameras (120 Hz, Qualisys), which was time-synchronized to the force plates and a lower-body marker set of 40 markers.²³ The procedure for data processing was carried out in accordance with proven standards.^{24,25} Hip and knee flexion-extension, abduction-adduction and internal-external rotation angles, ankle dorsiflexion-plantarflexion, eversion-inversion, and internal-external rotation angles were

FIGURE 1 Three-step laboratory-based injury risk screening protocol in male youth elite soccer.



calculated as kinematic variables. The measured kinetics implied hip and knee flexion-extension, abduction-adduction, and internal-external rotation moments; ankle dorsiflexion-plantarflexion, eversion-inversion, and internal-external rotation moments; and vertical GRF (vGRF). Joint moments were expressed as the external moment applied to the joint. Body mass was used to normalize all kinetic parameters. Kinematic parameters were determined at two points during the stance phase: initial contact (IC) and the instance of peak value (PEAK), whereas kinetic parameters were determined at PEAK only. IC was defined as the first instance of the ground contact phase, whereas PEAK was defined as the peak value within the first 100 ms after IC.²⁶

2.2.2 | Postural control testing

Postural control was assessed using three unilateral exercises under different conditions (see Figure 1). A single-leg stance test was used to analyze static postural control and postural control under unstable conditions. In each test, the players were instructed to start on the right leg and maintain balance for 10 s (static condition) or 20 s (unstable condition) in a static position with their eyes open. The hands were attached to the hips, and the swinging leg was flexed 90° in the hip, knee, and ankle to minimize contributions from the contralateral leg.²⁷ Dynamic postural control was analyzed using the Dynamic Postural Stability Index (DPSI) devised by Wikstrom et al.,²⁸ which was modified to simulate soccer-specific movement.²¹ The players were asked to jump off with both legs and perform an imaginary header before landing with one leg on a force plate (AMTI Inc.). Each player was to land first on the right leg, stabilize as quickly as possible, and balance for 3 s, with hands on the hips and looking straight ahead with the eyes open. For postural control under static and dynamic conditions, ground reaction force data during static and dynamic conditions were collected at a sampling frequency of 1000 Hz. Postural control under unstable conditions was measured while standing on a multi-axial free-swinging platform (Postuomed, Haider Bioswing). Three trials were performed on each leg for each testing condition. The lowest center of pressure (COP) sway was used as an outcome measure for postural control under static conditions, while the lowest DPSI score was determined for postural control under dynamic conditions, and the shortest path of the platform for postural control under unstable conditions. The lowest values were used because players with a low value tend to have better postural control.²¹

2.2.3 | Strength testing

The players also performed strength testing of the trunk, hip, and thigh muscles. Isometric trunk flexion, extension, lateral flexion, and transversal rotation were measured in all anatomic movement planes (sagittal–frontal–transverse) with the Pegasus 3-D system (Biofeedback Motor Control GmbH). Isometric hip adduction and abduction and the tests of concentric and eccentric knee extension and flexion were performed with an IsoMed 2000 isokinetic dynamometer (D&R Ferstl GmbH). For the isometric tests, the players performed three maximal voluntary isometric contractions of 5 s with a 1-min rest period in between.²⁹ The highest isometric peak torque normalized to body mass ($\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$) for trunk flexion, trunk extension, trunk lateral flexion (right and left), trunk transversal rotation (right and left), hip abduction, and hip adduction was determined. For the isokinetic knee tests, the players performed two submaximal repetitions (70% of MVC), followed by three maximal repetitions at 60°/s across a range of motion of 10–90° with a 1-min rest between each testing condition and each contraction mode. The highest gravity corrected peak torque normalized to body mass ($\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$) obtained for knee extension and knee flexion in both contraction modes (concentric and eccentric) was determined during the isokinetic phase.²¹

2.3 | Data analysis

Descriptive data are presented as means \pm standard deviations. The primary statistical analysis in the present work is based on a LASSO regression model.^{14,15} LASSO is an approach for regression analysis that performs both variable selection and regularization to enhance the predictive accuracy and interpretability of the statistical model it produces.⁴ More specifically, the LASSO is well-known to be beneficial in terms of the estimates' mean squared error and, consequently, also in predictive settings, as the penalty parameter λ is tuned based on the prediction of unseen test data, for example, via K -fold cross validation (CV). In the following, we fit a LASSO-penalized logit model for the binary outcome *injury* (yes = 1/no = 0) and incorporating all available covariates (see Tables 1 and 2; main effects only; not interaction effects) with linear effects using the R package *glmnet* based on all the covariates introduced in Tables 1 and 2. The optimal penalty parameter λ was derived via 15-fold CV using the *cv.glmnet* function. The corresponding (pseudo) model equation is given by

TABLE 1 Descriptive statistics (mean \pm standard deviation) for neuromuscular performance parameters of all players investigated according to their injury state (injured/non-injured).

	Performance parameter	All players (n = 56)	Injured players (n = 22)	Non-injured players (n = 34)
Postural control				
Static	COP sway (cm)	119.2 \pm 24.1	129.4 \pm 25.8	112.4 \pm 20.5
Dynamic	DPSI	4.59 \pm 0.93	4.50 \pm 1.03	4.65 \pm 0.87
Unstable	Path of platform (mm)	0.39 \pm 0.19	0.44 \pm 0.22	0.36 \pm 0.16
Strength				
Trunk (isometric)	Flex (N·m kg ⁻¹)	2.35 \pm 0.48	2.24 \pm 0.48	2.42 \pm 0.48
	Ext (N·m kg ⁻¹)	4.96 \pm 1.06	4.86 \pm 0.95	5.02 \pm 1.13
	Flex + Ext (N·m kg ⁻¹)	3.65 \pm 0.67	3.55 \pm 0.63	3.72 \pm 0.7
	Flex/Ext	0.49 \pm 0.12	0.47 \pm 0.12	0.50 \pm 0.12
	LatFlex (N·m kg ⁻¹)	2.41 \pm 0.49	2.32 \pm 0.45	2.48 \pm 0.52
	LatFlex _r /LatFlex _l	0.98 \pm 0.17	0.98 \pm 0.12	0.98 \pm 0.20
	TransRot (N·m kg ⁻¹)	1.99 \pm 0.35	1.94 \pm 0.35	2.02 \pm 0.34
	TransRot _r /TransRot _l	1.02 \pm 0.16	1.05 \pm 0.18	0.99 \pm 0.14
	Core Score (N·m kg ⁻¹)	16.1 \pm 2.57	15.6 \pm 2.47	16.4 \pm 2.62
Hip (isometric)	ABD (N·m kg ⁻¹)	1.92 \pm 0.32	1.90 \pm 0.31	1.93 \pm 0.33
	ADD (N·m kg ⁻¹)	2.07 \pm 0.53	1.99 \pm 0.45	2.13 \pm 0.57
	ABD/ADD	0.96 \pm 0.19	0.98 \pm 0.16	0.94 \pm 0.21
Knee (isokinetic)	Qcon (N·m kg ⁻¹)	3.08 \pm 0.47	2.86 \pm 0.46	3.23 \pm 0.42
	Qcon _l /Qcon _r	1.01 \pm 0.14	1.04 \pm 0.17	0.98 \pm 0.11
	Hcon (N·m kg ⁻¹)	1.67 \pm 0.25	1.57 \pm 0.20	1.73 \pm 0.27
	Hcon _l /Hcon _r	0.97 \pm 0.11	0.99 \pm 0.1	0.96 \pm 0.12
	Qecc (N·m kg ⁻¹)	3.66 \pm 0.70	3.40 \pm 0.69	3.83 \pm 0.66
	Qecc _l /Qecc _r	1.02 \pm 0.18	1.05 \pm 0.19	0.99 \pm 0.18
	Hecc (N·m kg ⁻¹)	2.13 \pm 0.41	1.99 \pm 0.32	2.22 \pm 0.45
	Hecc _l /Hecc _r	1.01 \pm 0.14	1.02 \pm 0.14	1.01 \pm 0.14
	Conventional knee ratio: Hcon/Qcon	0.55 \pm 0.07	0.56 \pm 0.07	0.54 \pm 0.07
	Functional knee ratio: Hecc/ Qcon	0.69 \pm 0.12	0.70 \pm 0.11	0.69 \pm 0.12

Abbreviations: ABD, hip abduction; ABD/ADD, ratio between hip abduction and hip adduction; ADD, hip adduction; Conventional knee ratio, ratio between knee flexion concentric and knee extension concentric; Core Score, sum of trunk flexion, trunk extension, trunk lateral flexion right, trunk lateral flexion left, trunk transversal rotation right and trunk transversal rotation left; COP, center of pressure; DPSI, Dynamic Postural Stability Index; Ext, trunk extension; Flex + Ext, sum of trunk flexion and trunk extension; Flex, trunk flexion; Flex/Ext, ratio between trunk flexion and trunk extension; Functional knee ratio, ratio between knee flexion eccentric and knee extension concentric; Hcon, knee flexion concentric; Hecc, knee flexion eccentric; LatFlex, trunk lateral flexion; LatFlex_l, trunk lateral flexion left; LatFlex_r, trunk lateral flexion right; LatFlex_r/LatFlex_l, ratio between trunk lateral flexion right and trunk lateral flexion left; Qcon, knee extension concentric; Qecc, knee extension eccentric; TransRot, trunk transversal rotation; TransRot_l, trunk transversal rotation left; TransRot_r, trunk transversal rotation right; TransRot_r/TransRot_l, ratio between trunk transversal rotation right and trunk transversal rotation left.

injury (yes/no) \sim icept + biomechanical features + neuromuscular features + sociodemographic features.

Note that for a proper usage of the LASSO penalization technique, all covariates have to be standardized to make the penalty comparable.

Along with the standard LASSO model, we have also introduced two extensions. First, in addition to the optimal penalty parameter λ , which minimizes the CV error, we

have also considered a slightly weaker penalty strength λ_{1se} that gives the least regularized model, such that the CV error is within one standard error of the minimum (see Figure 2). Second, in addition to the standard LASSO estimates, we have also calculated the so-called post-LASSO estimates, which are based on the idea of the relaxed LASSO.³⁰ The

TABLE 2 Descriptive statistics (mean \pm standard deviation) for biomechanical performance parameters during the SLDL and USSC of all players investigated according to their injury state (injured/non-injured).

	All players (n = 56)	Injured players (n = 22)	Non-injured players (n = 34)
Joint kinematics at IC (°) and PEAK (°) during SLDL			
Ankle			
Plantarflexion(+)/Dorsalflexion(-) IC	24.2 \pm 5.3	24.2 \pm 5.1	24.1 \pm 5.5
Plantarflexion(+)/Dorsalflexion(-) PEAK	26.1 \pm 6.1	26.9 \pm 6.4	25.6 \pm 6.0
Eversion(+)/Inversion(-) IC	-8.2 \pm 3.8	-8.2 \pm 4.2	-8.3 \pm 3.5
Eversion(+)/Inversion(-) PEAK	-9.4 \pm 3.9	-9.6 \pm 4.2	-9.2 \pm 3.7
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) IC	-1.8 \pm 3.9	-1.5 \pm 4.0	-2.0 \pm 3.9
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) PEAK	-3.2 \pm 4.5	-2.9 \pm 4.6	-3.4 \pm 4.4
Knee			
Flexion(+)/Extension(-) IC	15.1 \pm 5.0	15.0 \pm 4.8	15.1 \pm 5.2
Flexion(+)/Extension(-) PEAK	52.3 \pm 4.6	53.0 \pm 4.3	51.8 \pm 4.8
Adduction(+)/Abduction(-) IC	2.0 \pm 2.9	1.6 \pm 3.0	2.2 \pm 2.9
Adduction(+)/Abduction(-) PEAK	-0.9 \pm 4.0	-2.0 \pm 4.6	-0.1 \pm 3.4
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) IC	2.0 \pm 4.0	1.5 \pm 4.2	2.4 \pm 3.8
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) PEAK	-10.0 \pm 4.4	-9.4 \pm 4.6	-10.4 \pm 4.3
Hip			
Flexion(+)/Extension(-) IC	30.0 \pm 6.9	30.1 \pm 7.5	30.0 \pm 6.6
Flexion(+)/Extension(-) PEAK	44.4 \pm 8.6	44.4 \pm 9.8	44.4 \pm 7.9
Adduction(+)/Abduction(-) IC	-9.6 \pm 2.8	-10.0 \pm 2.7	-9.4 \pm 3.0
Adduction(+)/Abduction(-) PEAK	0.3 \pm 3.3	0.4 \pm 3.5	0.2 \pm 3.2
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) IC	4.8 \pm 4.5	4.8 \pm 5.6	4.8 \pm 3.8
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) PEAK	-0.6 \pm 4.2	-1.1 \pm 4.9	-0.2 \pm 3.7
Joint kinematics at IC (°) and PEAK (°) during USSC			
Ankle			
Plantarflexion(+)/Dorsalflexion(-) IC	-2.9 \pm 9.2	-1.7 \pm 11.1	-3.8 \pm 7.7
Plantarflexion(+)/Dorsalflexion(-) PEAK	3.3 \pm 6.5	4.7 \pm 6.9	2.4 \pm 6.1
Eversion(+)/Inversion(-) IC	-12.8 \pm 5.8	-13.0 \pm 6.0	-12.7 \pm 5.7
Eversion(+)/Inversion(-) PEAK	-22.0 \pm 4.9	-22.2 \pm 5.3	-21.9 \pm 4.7
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) IC	3.1 \pm 5.1	3.1 \pm 5.9	3.1 \pm 4.5
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) PEAK	-0.2 \pm 5.2	0.9 \pm 5.4	-1.0 \pm 5.0
Knee			
Flexion(+)/Extension(-) IC	42.8 \pm 12.1	38.6 \pm 12.3	45.6 \pm 11.2
Flexion(+)/Extension(-) PEAK	56.6 \pm 5.4	55.5 \pm 6.0	57.4 \pm 4.8
Adduction(+)/Abduction(-) IC	-1.1 \pm 4.3	-1.1 \pm 4.0	-1.1 \pm 4.6
Adduction(+)/Abduction(-) PEAK	-6.0 \pm 4.7	-6.2 \pm 4.7	-5.9 \pm 4.8
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) IC	-7.1 \pm 5.8	-6.1 \pm 6.4	-7.8 \pm 5.3
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) PEAK	-12.6 \pm 5.4	-11.5 \pm 5.8	-13.4 \pm 5.0
Hip			
Flexion(+)/Extension(-) IC	66.7 \pm 8.9	64.0 \pm 10.7	68.5 \pm 7.0
Flexion(+)/Extension(-) PEAK	68.2 \pm 8.6	65.6 \pm 10.1	70.0 \pm 7.0
Adduction(+)/Abduction(-) IC	-7.1 \pm 4.4	-7.1 \pm 4.5	-7.2 \pm 4.3
Adduction(+)/Abduction(-) PEAK	-3.6 \pm 4.6	-4.0 \pm 4.7	-3.3 \pm 4.5
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) IC	-2.6 \pm 4.7	-2.5 \pm 5.9	-2.7 \pm 3.7
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) PEAK	6.1 \pm 5.4	6.3 \pm 7.1	6.0 \pm 4.1

TABLE 2 (Continued)

	All players (n = 56)	Injured players (n = 22)	Non-injured players (n = 34)
PEAK joint moments (Nm/kg)			
Ankle			
Plantarflexion(+)/Dorsalflexion(-) SLDL	-0.1 ± 0.0	-0.1 ± 0.0	-0.1 ± 0.0
Plantarflexion(+)/Dorsalflexion(-) USSC	0.1 ± 0.2	0.2 ± 0.2	0.1 ± 0.2
Eversion(+)/Inversion(-) SLDL	-0.4 ± 0.1	-0.4 ± 0.1	-0.4 ± 0.1
Eversion(+)/Inversion(-) USSC	-0.3 ± 0.1	-0.3 ± 0.1	-0.3 ± 0.1
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) SLDL	-0.4 ± 0.1	-0.4 ± 0.1	-0.4 ± 0.1
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) USSC	-0.1 ± 0.1	-0.1 ± 0.1	-0.1 ± 0.1
Knee			
Flexion(+)/Extension(-) SLDL	2.5 ± 0.4	2.5 ± 0.4	2.5 ± 0.4
Flexion(+)/Extension(-) USSC	2.2 ± 0.5	2.3 ± 0.5	2.2 ± 0.5
Adduction(+)/Abduction(-) SLDL	-0.7 ± 0.3	-0.7 ± 0.3	-0.7 ± 0.3
Adduction(+)/Abduction(-) USSC	-0.9 ± 0.2	-0.8 ± 0.2	-0.9 ± 0.2
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) SLDL	-0.1 ± 0.1	-0.1 ± 0.1	-0.1 ± 0.0
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) USSC	-0.3 ± 0.2	-0.3 ± 0.3	-0.3 ± 0.2
Hip			
Flexion(+)/Extension(-) SLDL	3.6 ± 0.6	3.7 ± 0.6	3.6 ± 0.5
Flexion(+)/Extension(-) USSC	3.7 ± 0.7	3.6 ± 0.7	3.8 ± 0.6
Adduction(+)/Abduction(-) SLDL	1.0 ± 0.2	1.0 ± 0.2	1.0 ± 0.2
Adduction(+)/Abduction(-) USSC	0.6 ± 0.3	0.6 ± 0.3	0.6 ± 0.3
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) SLDL	-0.6 ± 0.2	-0.7 ± 0.3	-0.6 ± 0.1
External Rotation(+)/Internal Rotation(-) USSC	-0.6 ± 0.2	-0.7 ± 0.3	-0.6 ± 0.1
PEAK vGRF (N/kg)			
vGRF SLDL	38.1 ± 3.9	37.7 ± 4.7	38.4 ± 3.4
vGRF USSC	20.9 ± 2.5	20.4 ± 2.4	21.2 ± 2.5

Abbreviations: °, degrees; IC, initial contact: first instance of ground contact phase; kg, kilogram; N, newton; Nm, newton meter; PEAK, peak value: peak value within the first 100 ms after IC; SLDL, single-leg drop landing; USSC, unanticipated side-step cutting; vGRF, vertical ground reaction force.

relaxed LASSO allows to use linear combinations between the (typically strongly penalized) standard LASSO estimates and the unregularized maximum likelihood (ML) estimator. For the special case of the post-LASSO, the LASSO is only used for variable selection, and then, a completely unpenalized ML regression is performed on the chosen subset of selected covariates. This technique was recently implemented in *glmnet* via the *relax* argument.

We investigated the predictive performance of all these models in a leave-one-out (LOO) prediction competition, in which each of the 57 observations was once left out, while the remaining 56 observations were used to train the models. The left-out observation is then predicted by all models, and predictive performance is evaluated by the area under the ROC curve (AUC),^{8,31} as well as the predictive Bernoulli likelihood. Generally, the AUC could be classified as outstanding (0.90–1), excellent (0.80–0.89), acceptable (0.70–0.79), poor (0.51–0.69), or no discrimination (0.50).³² Additionally, sensitivity and specificity were

calculated and served as performance measures of the LASSO model. Sensitivity measures the proportion of injured players who were correctly predicted by the LASSO model as being injured, while specificity measures the proportion of non-injured players correctly predicted as such. For comparison, as a simple benchmark approach, a classifier that guesses the two outcomes based solely on their relative proportions has been included in the competition.

3 | RESULTS

3.1 | Epidemiology

In the present study, 62 elite youth soccer players (age: 17.2 ± 1.1 years; height: 179 ± 8 cm; weight: 70.4 ± 9.2 kg) were enrolled, while one player was injured twice. Because of technical problems, the data of six players could not be included in the analysis, which resulted in an attrition

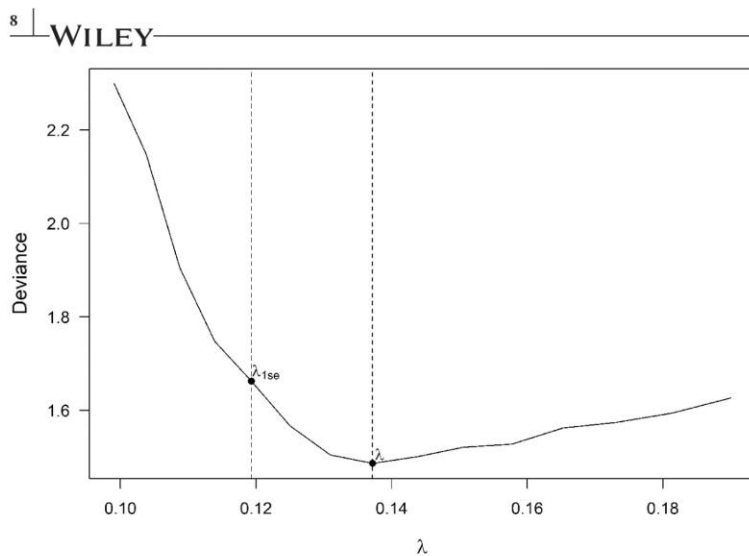


FIGURE 2 Deviance derived from the cross validation to optimize lambda.

rate of 9.6%. Over the 2018/2019 season, 23 non-contact injuries were registered, with 39% of the players having one or more. The overall non-contact injury incidence was 1.2/1000h of total exposure time (0.5 injuries per 1000 h of training and 3.9 injuries per 1000 h of competition). The most frequently injured body parts were the ankle (36%) and thigh muscles (hamstrings: 18%; quadriceps: 18%), followed by the adductors (16%) and the knee joint (12%). Sprains (48%) and strains (39%) were the most common injury types. Table 1 presents the descriptive statistics for the neuromuscular parameters, whereas Table 2 presents the descriptive statistics for the biomechanical performance parameters.

3.2 | LASSO and predictive performance

The results of the LOO prediction competition are shown in Table 3. The two LASSO variants performed slightly better than the benchmark in terms of predictive likelihood. The best model in this regard was the post-LASSO one based on the weaker penalty strength, with a value of 0.58. It also showed the highest AUC of 0.63.

The post-LASSO model predicted 35% of the injured players as being injured, while 79% of the non-injured players were predicted by the model to remain as such. These numbers correspond to the highest sensitivity and the lowest specificity among the four fitted models. However, the model's specificity was only 12% lower than the highest value achieved among all models, while its sensitivity was 13% higher than the model with the second-highest value. Therefore, the post-LASSO λ_{1se} model was considered the best in the competition.

The post-LASSO λ_{1se} model identified concentric knee extensor peak torque, hip transversal plane moment in

the SLDL and COP sway as the three most important predictors for injury in that order according to sizes of the estimated model coefficients (see Table 4). As these coefficients refer to the standardized covariate values, they are directly comparable.

4 | DISCUSSION

The development of a predictive model can improve our understanding of how physical performance parameters affect injury risk. Accordingly, this study sought to identify neuromuscular and biomechanical injury risk factors in elite youth soccer players and to assess their predictive abilities using a LASSO regression model.

The complexity of the interactions between various physical performance parameters and the number of confounding variables during the occurrence of an injury makes it difficult to predict the cause of lower extremity injuries using a suitable statistical model.³³ In addition, laboratory-based screening tests are time-consuming, reducing the opportunity of having an extensive, robust data set in an elite cohort, which will improve the ability of supervised learning techniques to detect patterns with more consistency as the number of injuries increases.⁸ However, the measurement properties of laboratory-based screening tests are well established. Therefore, these measurement methods are considered the gold standard by which patterns that expose players to a higher risk of injury can be validly identified.

Considering these aspects, we were nevertheless able to build a predictive model with our approach using LASSO penalization. The concentric knee extensor peak torque, hip transversal plane moment in the SLDL, and

TABLE 3 Predictive performance measures derived from LOO.

Method	Sensitivity	Specificity	AUC	Predictive likelihood
Simple classifier	0.57	0.56	—	0.51
LASSO λ	0.09	0.91	0.52	0.52
LASSO λ_{1se}	0.17	0.82	0.47	0.51
Post-LASSO λ	0.22	0.82	0.56	0.55
Post-LASSO λ_{1se}	0.35	0.79	0.63	0.58

Abbreviations: AUC, area under the curve; LASSO, least absolute shrinkage and selection operator; LOO, leave-one-out.

TABLE 4 Results of the fitted post-LASSO λ_{1se} model on full data; coefficients correspond to standardized features.

Model parameter	Model coefficient estimates $\hat{\beta}$
(Intercept)	-0.40
COP sway	0.73
concentric knee extensor peak torque	-0.97
hip transversal plane moment in the SLDL	-0.90

Abbreviations: COP, center of pressure; LASSO, least absolute shrinkage and selection operator; SLDL, single-leg drop landing.

the COP sway were identified by the post-LASSO λ_{1se} model in that order and served as injury predictors. The predictive performance measures of the post-LASSO λ_{1se} model indicated a good ability to identify players who did not get injured (specificity = 79%) but not those who did get injured (sensitivity = 35%). Furthermore, the model was able to predict injury outcomes with a likelihood of 58% and an AUC of 0.63. The predictive performance, especially the AUC value obtained, is in line with the results of previous studies on injury prediction in different populations^{11,18,34} and shows the challenge of predicting sports injuries. Although the AUC is important, researchers should also consider the need for high sensitivity when designing models that identify players at risk of injury.^{11,35} It is relatively easy to create models with high specificity due to an often imbalanced dataset, as a model tends to become more specific and less sensitive, since classifying the non-injured correctly has a greater impact on the overall classification rate. Interestingly, the highest sensitivity in the present study corresponded to the best of the four fitted models. Nonetheless, the sensitivity remained rather low.

4.1 | Injury predictors

The three most important variables for predicting the injury outcome are concentric knee extensor peak torque, hip transversal plane moment in the SLDL, and COP sway, suggesting the importance of neuromuscular

and biomechanical performance measures in elite youth soccer. A lower concentric strength of the knee extensors ($\hat{\beta} = -0.97$), a higher hip internal rotation moment in the SLDL ($\hat{\beta} = -0.90$), and a higher COP sway ($\hat{\beta} = 0.73$) increased the estimated risk of injury. This supports a body of literature that found relationships between these variables and the risk of injury.³⁶⁻³⁹ One of the possible reasons why these variables were chosen for the final model may be related to injury location and type. A total of 87% of all non-contact injuries in the present study were sprains and strains, with the ankle and thigh muscles being the most frequently injured body parts. Moreover, these variables play a crucial role in the hazardous lower extremity movement patterns that soccer players perform. In particular, an injury ultimately occurs in these high-risk situations when tissue stress exceeds the tissue's maximal capacity. Therefore, altered biomechanical motion and reduced neuromuscular control of the lower extremity can lead to exceeding the stress tolerance for muscles as well as tendons and ligaments in the joint.⁴⁰ According to the joint by joint approach,⁴¹ poor postural control in the ascending kinematic chain without muscular stabilization can have an impact on hip movement patterns, especially in single-leg movements.

4.2 | Predictive performance measures

The predictive performance measures of the best model in the present study were lower than those reported by previous studies especially on elite youth soccer players that investigated the ability to predict injuries using supervised learning techniques.^{11,17} In detail, Rommers et al¹⁷ identified anthropometric measures as the most important variables for predicting injury with reasonably high precision and accuracy (AUC = 0.85; sensitivity = 85%; specificity = 85%). Oliver et al¹¹ concluded that the best performing decision tree identified asymmetry in the single-leg countermovement jump, asymmetry in the 75% Hop, asymmetry in the Y-Balance Test, knee valgus angle assessed through the tuck jump

test, and body size as the most frequent contributors (AUC = 0.66; sensitivity = 56%; specificity = 74%). One plausible explanation for the apparent discrepancy between previous results in elite youth soccer and ours could be attributed to the higher sample size in their studies ($n = 734$ participants¹⁷; $n = 355$ participants¹¹). Having a large robust dataset has been shown to improve the ability of supervised learning techniques to detect patterns with more consistency as the number of injuries increases.⁸ Another explanation could be the different age distributions in the samples. Rommers et al,¹⁷ for example, examined players from the U10–U15 age group. In a similar vein, Rumpf and Cronin⁴² recently undertook a review of the literature examining injury incidence data in 6- to 18-year-old soccer players. Their results suggest that there is a significant age effect in the incidence of soccer-related injuries during childhood and that children aged 13–15 years are most at risk.⁴² Injury incidence has also been proven to be related to the level of maturity, especially around the period of peak height velocity.⁴³ This age range would coincide with progression through puberty and all of the associated developmental changes (e.g., rapid and asynchronous growth of the musculoskeletal system) that occur during this time.⁴⁴ Thus, it does not appear to be surprising that Rommers et al¹⁷ identified anthropometric measures as the most important predictors with high accuracy. However, although these variables give practitioners an estimation of the players who are at increased risk of injury, they cannot be modified by preventive measures, which are of outstanding importance in injury prevention.⁴⁵

Using the more injury-specific testing procedures proposed by Oliver et al¹¹ resulted in decreased predictive performance, which is in line with the results of the present study. Interestingly, the use of more injury-specific testing procedures resulted in the selection of neuromuscular and biomechanical variables, which is also similar to the results of the present study. This shows the importance of multifactorial approaches in assessing the risk of non-contact lower extremity injury. However, it should be highlighted that Oliver et al¹¹ were limited in their inclusion of the gold-standard measurements of muscle strength, postural stability, and biomechanics of the lower extremities during high-risk movements. Instead, they used field-based and low-cost screening tests, whose measurement properties and relationships to injury are currently limited, conflicting, or unknown.¹⁹ At the same time, they investigated a sample that was more than six times larger than ours.

Results in other populations show contradictory results. A systematic review¹⁰ found eight studies that reported appropriate to good performance of the

prediction models. In detail, AUC values for predicting the outcome ranged between 0.64 and 0.87, and high values were found for accuracy (75%–82.9%), sensitivity (55.6%–94.5%), specificity (74.2%–87%), and precision (50%–85%).¹⁰ Contrary, few studies reported low predictive performance measures, showing poor AUC (0.52–0.65) and low accuracy (52%) values.¹⁰ However, a comparison with the results of the present study is limited, because most of the included studies were performed in Australian Football, Rugby, Baseball, and men's soccer. It is therefore difficult to make an appropriate comparison because either the load profile of the sports differs significantly from that of youth soccer or there are differences in the maturity level of the athletes. Additionally, analyzed risk factors included both modifiable and non-modifiable factors without using gold-standard measurements.¹⁰

Therefore, we conclude that with the inclusion of gold-standard neuromuscular and biomechanical performance measurements in large samples, supervised learning models could be utilized to identify which risk factors are more injury specific and which would be advantageous to modeling, as well as to improving our understanding of injury risk profiles.

4.3 | Limitations

The lack of predictive performance can be attributed to a number of factors. First, the data were collected only at the beginning of the preseason, and it remains unknown whether more frequent measurements would have improved the model's predictive performance. Moreover, injury prediction has been presented as a non-linear system, as athletes are dynamic systems⁴⁶; however in the present analysis in the framework of LASSO regression, only linear effects could be investigated. Additionally, a single preseason evaluation of physical performance through a laboratory-based injury risk screening does not reflect an athlete's physical performance during the injury onset, as there is often a period of weeks to months between the preseason measurement and the occurrence of the injury. During this time, the underlying biomechanical or neuromuscular factors causing the injury may change or evolve for a multitude of reasons, especially in youth soccer players.⁴⁶ Therefore, as suggested by previous research,⁴⁷ the incorporation of daily internal and external workload data, which produce real-time, continuous data that are more accessible, in addition to biomechanical and neuromuscular risk factors, may improve the prediction of lower extremity injuries and the establishment of injury risk profiles. Initial results indicate that especially the daily use of

GPS tracking technology in professional soccer, in particular, leads to the early detection of an increased risk of injury.⁴⁸

4.4 | Practical considerations

Developing a “practitioner-friendly” predictive model to profile the risk of sustaining a lower extremity injury in youth soccer would help minimize the risk of such injuries. Our final model considered three of the 89 variables that were initially measured in the present study. This may suggest that the range of laboratory-based injury screenings that are necessary to identify injury predictors is relatively manageable in soccer-specific settings due to the reduced time required for the testing procedures in the preseason examinations. However, this practical consideration must be interpreted with caution due to the poor predictive performance of the final model, which must be evaluated in larger samples.

The main categories of potential risk factors for non-contact lower extremity injuries (neuromuscular and biomechanical) are represented in the final model. This shows the importance of multifactorial approaches in assessing the risk of non-contact lower extremity injury. Moreover, identifying injury risk factors and assessing the individual risk of injury of each player enables customized injury prevention interventions to be provided as part of the player's daily training schedule.²¹ Several reviews and meta-analyses dealing with the effects of multicomponent exercise prevention programs have demonstrated an effective reduction in injury risk.^{49,50}

4.5 | Perspectives

To the best of our knowledge, this is the first study to use LASSO regression and laboratory-based injury risk screening for the predictive modeling of lower extremity injury risk in male youth elite soccer players. The three most important variables for predicting the injury outcome were found to be concentric knee extensor peak torque, hip transversal plane moment in the SLDL, and COP sway, suggesting the importance of neuromuscular and biomechanical performance measures in elite youth soccer. These preliminary results may have practical implications for future directions in injury risk screening and planning, as well as for the development of customized training programs to counteract intrinsic injury risk factors. However, the poor predictive performance of the final model confirms the challenge of predicting sports injuries, and the model must therefore be evaluated in larger samples.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank the participating youth academies, coaches, and players for their collaboration and the test team for their contribution to the data collection. Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT

The authors declare that they have no conflict of interest relevant to the content of this research.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The data that support the findings of this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to privacy or ethical restrictions.

ORCID

Mathias Kolodziej  <https://orcid.org/0000-0002-6030-3578>

Andreas Groll  <https://orcid.org/0000-0001-6787-9118>

Tobias Alt  <https://orcid.org/0000-0002-4451-9512>

Marcus Schmidt  <https://orcid.org/0000-0001-9417-544X>

org/0000-0001-9417-544X

REFERENCES

1. Read PJ, Oliver JL, De Ste Croix MBA, Myer GD, Lloyd RS. The scientific foundations and associated injury risks of early soccer specialisation. *J Sports Sci.* 2016;34(24):2295-2302.
2. Pfirrmann D, Herbst M, Ingelfinger P, Simon P, Tug S. Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: a systematic review. *J Athl Train.* 2016;51(5):410-424.
3. Hägglund M, Waldén M, Magnusson H, Kristenson K, Bengtsson H, Ekstrand J. Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the UEFA champions league injury study. *Br J Sports Med.* 2013;47(12):738-742.
4. Claudino JG, de Oliveira CD, de Souza TV, Serrão JC, Pereira ACM, Nassis GP. Current approaches to the use of artificial intelligence for injury risk assessment and performance prediction in team sports: a systematic review. *Sports Med Open.* 2019;5(1):1-12.
5. Bittencourt NFN, Meeuwisse WH, Mendonça LD, Nettel-Aguirre A, Ocarino JM, Fonseca ST. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept. *Br J Sports Med.* 2016;50(21):1309-1314.
6. Bahr R, Holme I. Risk factors for sports injuries—a methodological approach. *Br J Sports Med.* 2003;37(5):384-392.
7. Read P, Oliver JL, De Ste Croix MBA, Myer GD, Lloyd RS. Injury risk factors in male youth soccer players. *Strength Cond J.* 2015;37(5):1-7.
8. Ruddy JD, Cormack SJ, Whiteley R, Williams MD, Timmins RG, Opar DA. Modeling the risk of team sport injuries: a narrative review of different statistical approaches. *Front Physiol.* 2019;10:829.

9. Fonseca ST, Souza TR, Verhagen E, et al. Sports injury forecasting and complexity: a synergetic approach. *Sports Med*. 2020;50(10):1757-1770.
10. Van Eetvelde H, Mendonça LD, Ley C, Seil R, Tischer T. Machine learning methods in sport injury prediction and prevention: a systematic review. *J Exp Orthop*. 2021;8(1):1-15.
11. Oliver JL, Ayala F, De Ste Croix MBA, Lloyd RS, Myer GD, Read PJ. Using machine learning to improve our understanding of injury risk and prediction in elite male youth football players. *J Sci Med Sport*. 2020;23(11):1044-1048.
12. Bühlmann P, Hothorn T. Boosting algorithms: regularization, prediction and model fitting. *Stat Sci*. 2007;22(4):477-505.
13. Breiman L. Random forests. *Mach Learn*. 2001;45(1):5-32.
14. Tibshirani R. Regression shrinkage and selection via the lasso. *J R Stat Soc B Methodol*. 1996;58(1):267-288.
15. Friedman J, Hastie T, Tibshirani R. Regularization paths for generalized linear models via coordinate descent. *J Stat Softw*. 2010;33(1):1-22.
16. Ramadan A, Boss C, Choi J, et al. Selecting sensitive parameter subsets in dynamical models with application to biomechanical system identification. *J Biomech Eng*. 2018;140(7):745031-745038.
17. Rommers N, Rössler R, Verhagen E, et al. A machine learning approach to assess injury risk in elite youth football players. *Med Sci Sports Exerc*. 2020;52(8):1745-1751.
18. López-Valenciano A, Ayala F, Puerta JM, et al. A preventive model for muscle injuries: a novel approach based on learning algorithms. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(5):915-927.
19. Hegedus E, McDonough SM, Bleakley C, Baxter D, Cook C. Clinician-friendly lower extremity physical performance tests in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury. Part 2—the tests for the hip, thigh, foot and ankle including the star excursion balance test. *Br J Sports Med*. 2015;49(10):649-656.
20. Fuller CW, Ekstrand J, Junge A, et al. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Br J Sports Med*. 2006;40(3):193-201.
21. Kolodziej M, Nolte K, Schmidt M, Alt T, Jaitner T. Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: a preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries. *Front Sports Act Living*. 2021;3(295):615330.
22. Kolodziej M, Willwacher S, Nolte K, Schmidt M, Jaitner T. Biomechanical risk factors of injury-related single-leg movements in male elite youth soccer players. *Biomechanics*. 2022;2(2):281-300.
23. Schmidt M, Nolte K, Terschluse B, Jaitner T. Fatigue impairs kinematics but not kinetics of landing and cutting movements in elite youth female handball. *ISBS Proc Arch*. 2020;38(1):176.
24. Willwacher S, König M, Braunstein B, Goldmann JP, Brüggemann GP. The gearing function of running shoe longitudinal bending stiffness. *Gait Posture*. 2014;40(3):386-390.
25. Willwacher S, Kurz M, Menne C, Schrödter E, Brüggemann G-P. Biomechanical response to altered footwear longitudinal bending stiffness in the early acceleration phase of sprinting. *Footwear Sci*. 2016;8(2):99-108.
26. Kristianslund E, Krosshaug T. Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *Am J Sports Med*. 2013;41(3):684-688.
27. Frisch A, Urhausen A, Seil R, Croisier J-L, Windal T, Theisen D. Association between preseason functional tests and injuries in youth football: a prospective follow-up. *Scand J Med Sci Sports*. 2011;21(6):e468-e476.
28. Wikstrom EA, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *J Athl Train*. 2005;40(4):305-309.
29. Meyer C, Corten K, Wesseling M, et al. Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PLoS One*. 2013;8(11):e81149.
30. Meinshausen N. Relaxed lasso. *Comput Stat Data Anal*. 2007;52(1):374-393.
31. Fawcett T. An introduction to ROC analysis. *Pattern Recognit Lett*. 2006;27(8):861-874.
32. Hosmer DW Jr, Lemeshow S, Sturdivant RX. *Applied Logistic Regression*. Vol 398. John Wiley & Sons; 2013.
33. Henriquez M, Sumner J, Faherty M, Sell T, Bent B. Machine learning to predict lower extremity musculoskeletal injury risk in student athletes. *Front Sports Act Living*. 2020;2:2.
34. Ruddy J, Shield A, Maniar N, et al. Predictive modeling of hamstring strain injuries in elite Australian footballers. *Med Sci Sports Exerc*. 2018;50(5):906-914.
35. Florkowski CM. Sensitivity, specificity, receiver-operating characteristic (ROC) curves and likelihood ratios: communicating the performance of diagnostic tests. *Clin Biochem Rev*. 2008;29(Suppl 1):S83.
36. van Dyk N, Bahr R, Whiteley R, et al. Hamstring and quadriceps isokinetic strength deficits are weak risk factors for hamstring strain injuries: a 4-year cohort study. *Am J Sports Med*. 2016;44(7):1789-1795.
37. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc*. 1984;16(1):64-66.
38. McLean SG, Huang X, Van Den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clin Biomech*. 2005;20(8):863-870.
39. Freckleton G, Pizzari T. Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2012;46:2012-2358.
40. Read PJ, Oliver JL, De Ste Croix MB, Myer GD, Lloyd RS. Neuromuscular risk factors for knee and ankle ligament injuries in male youth soccer players. *Sports Med*. 2016;46(8):1059-1066.
41. Cook G. *Movement: Functional Movement Systems: Screening, Assessment, Corrective Strategies*. On Target Publications; 2010.
42. Rumpf MC, Cronin J. Injury incidence, body site, and severity in soccer players aged 6–18 years: implications for injury prevention. *Strength Cond J*. 2012;34(1):20-31.
43. Van der Sluis A, Elferink-Gemser M, Brink M, Visscher C. Importance of peak height velocity timing in terms of injuries in talented soccer players. *Int J Sports Med*. 2015;36(4):327-332.
44. Williams C, Wood L. Growth and maturation in childhood. In: De Ste Croix M, Korff T, eds. *Paediatric Biomechanics and Motor Control: Theory and Application*. Routledge; 2012:3-26.
45. van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Med*. 1992;14(2):82-99.
46. Stern BD, Hegedus EJ, Lai Y-C. Injury prediction as a non-linear system. *Phys Ther Sport*. 2020;41:43-48.
47. Duhig S, Shield AJ, Opar D, Gabbett TJ, Ferguson C, Williams M. Effect of high-speed running on hamstring strain injury risk. *Br J Sports Med*. 2016;50(24):1536-1540.

48. Rossi A, Pappalardo L, Cintia P, Iaia FM, Fernández J, Medina D. Effective injury forecasting in soccer with GPS training data and machine learning. *PLoS One*. 2018;13(7):e0201264.
49. Al Attar WSA, Alshehri MA. A meta-analysis of meta-analyses of the effectiveness of FIFA injury prevention programs in soccer. *Scand J Med Sci Sports*. 2019;29(12):1846-1855.
50. Owoeye OB, VanderWey MJ, Pike I. Reducing injuries in soccer (football): an umbrella review of best evidence across the epidemiological framework for prevention. *Sports Med Open*. 2020;6(1):1-8.

How to cite this article: Kolodziej M, Groll A, Nolte K, et al. Predictive modeling of lower extremity injury risk in male elite youth soccer players using least absolute shrinkage and selection operator regression. *Scand J Med Sci Sports*. 2023;00:1-13. doi:[10.1111/sms.14322](https://doi.org/10.1111/sms.14322)

9 Zusammenfassung und Diskussion der zentralen Forschungsergebnisse

Die übergeordnete Zielstellung dieser kumulativen Dissertation bestand in der Identifizierung verletzungsrelevanter Risikofaktoren und ihrer Interaktionen im Nachwuchsleistungsfußball mittels laborbasierter biomechanischer Testverfahren einschließlich der Überprüfung ihrer Fähigkeit zur Verletzungsvorhersage. Zunächst ist es wichtig zu verstehen, warum eine Verletzung auftritt und inwiefern das Zustandekommen einer Verletzung das Ergebnis einer nicht linearen Interaktion zwischen multiplen Risikofaktoren ist. Aus diesem Grund werden in der Folge nochmals die identifizierten neuromuskulären und biomechanischen Risikofaktoren sowie deren Interaktionen beim Zustandekommen einer Verletzung aufgezeigt, ehe ihre Fähigkeit zur Verletzungsvorhersage dargestellt und diskutiert wird.

Das Ziel von **Publikation 1** war es, neuromuskuläre Leistungsparameter im Rahmen eines laborbasierten biomechanischen Screenings zu erfassen, ihren Zusammenhang mit dem Risiko von kontaktlosen Verletzungen der unteren Extremitäten zu untersuchen und praxisrelevante Grenzwerte zu ermitteln. Die Ergebnisse zeigen, dass eine geringer ausgeprägte statische Gleichgewichtsfähigkeit, eine geringere Kraftfähigkeit der kniebeugenden Oberschenkelmuskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise, ein größeres funktionelles Beuger-Strecker-Verhältnis und eine geringer ausgeprägte Gleichgewichtsfähigkeit unter instabilen Bedingungen das Verletzungsrisiko erhöhen. Spieler, die nach dem Entscheidungsbaummodell als verletzt eingestuft wurden, wiesen ein vierfach erhöhtes Verletzungsrisiko im Vergleich zu Spielern auf, die als nicht verletzt eingestuft wurden. Die Gütemaße des Entscheidungsbaummodells zeigten, dass diese Klassifizierung 73 % der verletzten Spieler korrekt als verletzt identifizierte. Außerdem wurden 91 % der nicht verletzten Spieler durch die Klassifizierung korrekt als solche identifiziert. Die Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen diente als Ausgangsknoten und der zugehörige Endknoten, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, umfasste 13 % der Spieler mit einer COP-Spurlänge von mehr als 152 cm, von denen alle eine Verletzung erlitten haben. Im Vergleich zur isolierten Betrachtung der Risikofaktoren und ihrer Ausrichtung zeigt die Analyse der Pfadstruktur zum Teil unterschiedliche Ergebnisse. Spieler mit einer COP-Spurlänge von weniger als 152 cm und einem maximalen Drehmoment der kniebeugenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise von mehr als 1,8 Nm/kg hatten ein geringeres Verletzungsrisiko, was verglichen mit der Ausrichtung der isolierten Risikofaktoren über-

einstimmt. Der zugehörige Endknoten umfasste 25 % der Spieler, von denen keiner eine Verletzung erlitten hat. Teilweise gegensätzlich zu der Ausrichtung der isolierten Risikofaktoren umfasste ein Pfad, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, 24 % der Spieler mit einer COP-Spurlänge von weniger als 152 cm, einem maximalen Drehmoment der kniebeugenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise von weniger als 1,8 Nm/kg und einem funktionellen Beuger-Strecker-Verhältnis größer/gleich 0,7, von denen sich 67 % verletzt haben. Ein weiterer Pfad, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, umfasste 11 % der Spieler mit einer COP-Spurlänge von weniger als 152 cm, einem maximalen Drehmoment der kniebeugenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise von weniger als 1,8 Nm/kg, einem funktionellen Beuger-Strecker-Verhältnis kleiner als 0,7 und einem Weg der Plattform größer/gleich 0,46 mm, von denen sich 57 % verletzt haben.

Publikation 2 beschäftigt sich mit der Fragestellung, welche biomechanischen Leistungsparameter im Zusammenhang mit dem Risiko von Verletzungen der unteren Extremitäten ohne Kontakt stehen und wie genau die ermittelten Grenzwerte Spieler mit einem erhöhten Verletzungsrisiko identifizieren. Die Ergebnisse zeigen, dass ein größerer maximaler Abduktionswinkel des Kniegelenks, eine geringere vertikale Bodenreaktionskraft, ein höheres Inversionsmoment des Sprunggelenks und ein größerer initialer Außenrotationswinkel des Kniegelenks bei der einbeinigen Landung das Verletzungsrisiko erhöhen. Spieler, die nach dem Entscheidungsbaummodell als verletzt eingestuft wurden, wiesen ein 3,5-fach erhöhtes Verletzungsrisiko im Vergleich zu Spielern auf, die als nicht verletzt eingestuft wurden. Die Gütemaße des Entscheidungsbaummodells zeigten, dass diese Klassifizierung 70 % der verletzten Spieler korrekt als verletzt identifizierte. Außerdem wurden 87 % der nicht verletzten Spieler durch die Klassifizierung korrekt als solche identifiziert. Der maximale Winkel in der Frontalebene des Kniegelenks diente als Ausgangsknoten und der zugehörige Endknoten, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, umfasste 16 % der Spieler mit einem maximalen Abduktionswinkel des Kniegelenks größer als $4,1^\circ$, von denen 89 % eine Verletzung erlitten haben. Im Vergleich zur isolierten Betrachtung der Risikofaktoren und ihrer Ausrichtung zeigt die Analyse der Pfadstruktur zum Teil unterschiedliche Ergebnisse. Ein Pfad, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, umfasste 12 % der Spieler mit einem maximalen Abduktionswinkel des Kniegelenks kleiner/gleich $4,1^\circ$ und vertikalen Bodenreaktionskräften kleiner als 35 N/kg, von denen sich 71 % verletzt haben. Ein weiterer Pfad, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, umfasste 55 % der Spieler mit einem maximalen Abduktionswinkel des Kniegelenks kleiner als $4,1^\circ$, einer vertikalen Bodenreaktionskraft größer/gleich 35 N/kg und einem Inversionsmoment des Sprunggelenks höher als 0,49 Nm/kg, von denen sich 19 % verletzt haben. Im

Gegensatz dazu hatten Spieler mit einem maximalen Abduktionswinkel des Kniegelenks kleiner als $4,1^\circ$, einer vertikalen Bodenreaktionskraft größer als 35 N/kg, einem Inversionsmoment des Sprunggelenks kleiner als 0,49 Nm/kg und einem initialen Außenrotationswinkel des Kniegelenks kleiner als $2,7^\circ$ ein verringertes Verletzungsrisiko. Der zugehörige Endknoten umfasste 30 % der Spieler, von denen keiner eine Verletzung erlitten hat.

Die isolierte und individuelle Betrachtung der einzelnen Schnitte der Optimierung des Entscheidungsbaumes für den Richtungswechsel zeigt, dass ein kleinerer initialer Flexionswinkel des Hüftgelenks, ein größerer maximaler Außenrotationswinkel des Sprunggelenks und ein geringeres Flexionsmoment des Hüftgelenks das Verletzungsrisiko erhöhen. Spieler, die nach dem Entscheidungsbaummodell als verletzt eingestuft wurden, wiesen ein 3,1-fach erhöhtes Verletzungsrisiko im Vergleich zu Spielern auf, die als nicht verletzt eingestuft wurden. Die Gütemaße des Entscheidungsbaummodells zeigten, dass diese Klassifizierung 68 % der verletzten Spieler korrekt als verletzt identifizierte. Außerdem wurden 82 % der nicht verletzten Spieler durch die Klassifizierung korrekt als solche identifiziert. Der initiale Winkel in der Sagittalebene des Hüftgelenks diente als Ausgangsknoten und der zugehörige Endknoten, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, umfasste 16 % der Spieler mit einem initialen Flexionswinkel des Hüftgelenks kleiner als 56° , von denen sich 89 % eine Verletzung zugezogen haben. Im Vergleich zur isolierten Betrachtung der Risikofaktoren und ihrer Ausrichtung zeigt die Analyse der Pfadstruktur zum Teil unterschiedliche Ergebnisse. Ein Pfad, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, umfasste 28 % der Spieler mit einem initialen Flexionswinkel des Hüftgelenks größer/gleich 56° und einem maximalen Außenrotationswinkel des Sprunggelenks größer/gleich $3,6^\circ$, von denen sich 56 % verletzt haben. Im Gegensatz dazu hatten Spieler mit einem initialen Flexionswinkel des Hüftgelenks größer als 56° , einem maximalen Außenrotationswinkel des Sprunggelenks kleiner als $3,6^\circ$ und einem Flexionsmoment des Hüftgelenks größer als 3,9 Nm/kg ein verringertes Verletzungsrisiko. Der zugehörige Endknoten umfasste 25 % der Spieler, von denen sich keiner eine Verletzung zugezogen hat. Dieser Pfad, der auf ein verringertes Verletzungsrisiko hinweist, bestätigt die Ausrichtung der isolierten Risikofaktoren hinsichtlich deren Einfluss auf das Verletzungsrisiko.

Schließlich wurde in **Publikation 3** untersucht, inwiefern Verletzungen der unteren Extremitäten auf der Grundlage der Ergebnisse laborbasierter biomechanischer Screenings und mithilfe einer prädiktiven Modellierung vorhergesagt werden können. Das post-LASSO λ_{1se} -Modell, welches die beste Vorhersagegüte lieferte, identifizierte die Kraftfähigkeit der kniestickehenden

Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise, das Hüftgelenkmoment in der Transversalebene bei der einbeinigen Landung und die COP-Spurlänge in dieser Reihenfolge gemäß der Größe der geschätzten Modellkoeffizienten als die drei wichtigsten Verletzungsprädiktoren. Eine geringere Kraftfähigkeit der kniestreckenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise ($\hat{\beta} = -0,97$), ein höheres Innenrotationsmoment des Hüftgelenks bei der einbeinigen Landung ($\hat{\beta} = -0,90$) und eine größere COP-Spurlänge ($\hat{\beta} = 0,73$) erhöhten das zu erwartende Verletzungsrisiko. Das ausgewählte Vorhersagemodell sagte 35 % der verletzten Spieler als verletzt voraus, wohingegen 79 % der nicht verletzten Spieler als solche vorhergesagt wurden. Darüber hinaus war das Modell in der Lage, den Verletzungsstatus mit einer Wahrscheinlichkeit von 58 % vorherzusagen und erzielte einen AUC-Wert von 0,63.

Die Ergebnisse des vorliegenden Forschungsprogramms auf Assoziationsebene (**Publikation 1 + 2**) bestätigen das Ergebnis vorheriger Forschung, dass das Verletzungsrisiko mit der isolierten Betrachtung einzelner neuromuskulärer und biomechanischer Leistungsparameter zwar erklärt werden kann (Bahr & Holme, 2003; Bolling et al., 2018; McCall et al., 2017), jedoch das Auftreten einer Verletzung eine komplexe Systemreaktion darstellt (Bittencourt et al., 2016; Edouard & Ford, 2020; Fonseca et al., 2020; Quatman et al., 2009; Ruddy et al., 2018). Zahlreiche neuromuskuläre und biomechanische Risikofaktoren konnten durch das Forschungsprogramm identifiziert werden. Die Mehrzahl der verletzten Spieler (68–73 %) und der nicht verletzten Spieler (82–91 %) konnten anhand der Klassifizierung in den Entscheidungsbäumen korrekt als solche identifiziert werden. Die wissenschaftliche Neuerkenntnis, die aus der Verwendung der Classification and Regression Tree (CART)-Methode (Breiman et al., 1984) resultiert, zeigt, dass Risikofaktoren in einem komplexen nicht linearen System zum Teil ihren Einfluss auf das Verletzungsrisiko verändern, sobald ein weiterer Risikofaktor auftritt und hierarchisch untergeordnet ist. Hierzu konnte in **Publikation 1** zunächst gezeigt werden, dass Spieler mit einer geringer ausgeprägten Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen dem höchsten Verletzungsrisiko ausgesetzt waren, was primär die Studien von Tropp et al. (1984), McGuine et al. (2000) und Gribble et al. (2016) belegt. Interessanterweise sind auch Spieler mit einer besser ausgeprägten Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen verletzungsgefährdet, sobald weitere neuromuskuläre Leistungsparameter als Risikofaktoren hinzukommen. Spieler mit einer besser ausgeprägten Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen, geringeren Kraftfähigkeiten der kniebeugenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise und einem größeren funktionellen Beuger-Strecker-Verhältnis in dieser hierarchischen Ordnung im Entscheidungsbaum wiesen das zweithöchste Verletzungsrisiko auf. Diese hierarchische Pfadstruktur ist jedoch insofern schwierig zu interpretieren, als das funktionelle

Beuger-Strecker-Verhältnis entsprechend den normativen Werten aus vorheriger Forschung ausgeglichen sein sollte, um auf eine signifikante Funktionsfähigkeit der kniebeugenden Oberschenkelmuskulatur hinzuweisen, die für die muskuläre Stabilität im Kniegelenk sorgt (Aagaard et al., 1995). Das Herausfordernde bei der Interpretation ist, dass das funktionelle Beuger-Strecker-Verhältnis auf unterschiedliche Weise zusammengesetzt sein kann: Eine höhere exzentrische Kraftfähigkeit der kniebeugenden Muskulatur und eine geringere konzentrische Kraftfähigkeit der kniestreckenden Muskulatur weisen beispielsweise auf ein hohes funktionelles Beuger-Strecker-Verhältnis hin, während eine ähnliche exzentrische Kraftfähigkeit der kniebeugenden Muskulatur und eine geringere konzentrische Kraftfähigkeit der kniestreckenden Muskulatur ebenfalls auf ein höheres funktionelles Beuger-Strecker-Verhältnis hindeuten. Da dieser Pfad hierarchisch nur Spieler mit einer geringeren Kraftfähigkeit der kniebeugenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise umfasst, wird angenommen, dass Spieler mit einer besser ausgeprägten Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen verletzungsanfällig sind, wenn ihre Kraftfähigkeit der Oberschenkelmuskulatur gering oder nicht ausbalanciert ist. Die Schwierigkeit, das funktionelle Beuger-Strecker-Verhältnis als Teil eines Pfades zu interpretieren, zeigt sich in einem weiteren Pfad, der das Verletzungsrisiko erhöht. Spieler mit einer besser ausgeprägten Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen, geringeren Kraftfähigkeiten der kniebeugenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise, einem kleineren funktionellen Beuger-Strecker-Verhältnis und einer geringer ausgeprägten Gleichgewichtsfähigkeit unter instabilen Bedingungen hatten ein höheres Verletzungsrisiko. Obwohl es überraschend erscheint, dass dieser Pfad Spieler mit besser ausgeprägter Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen und geringer ausgeprägter Gleichgewichtsfähigkeit unter instabilen Bedingungen umfasst, lässt sich dies auf der Grundlage früherer Forschung erklären. In der älteren Grundlagenforschung wurde die Gleichgewichtsfähigkeit oft als allgemeine Fähigkeit behandelt (Ringhof & Stein, 2018). Neuere Studien haben gezeigt, dass die Korrelation zwischen statischer und dynamischer Gleichgewichtsfähigkeit (z. B. Perturbationen einer instabilen Plattform, wie in dem vorliegenden Forschungsprogramm) sehr gering oder nicht gegeben ist (Fransz et al., 2014; Granacher et al., 2011; Granacher & Gollhofer, 2011; Pau et al., 2015). Daher wurden verschiedene Mechanismen des posturalen Kontrollsystems vermutet, um das Gleichgewicht unter statischen und dynamischen/instabilen Bedingungen zu regulieren (Ringhof & Stein, 2018; Shimada et al., 2003). Darüber hinaus deutet dieser Pfad darauf hin, dass Defizite in den Kraftfähigkeiten der kniebeugenden Muskulatur ein Ungleichgewicht in der muskulären Kokontraktion des Sprung- oder

Kniegelenks verursachen können (Granacher & Gollhofer, 2011). Dies kann zu einer reduzierten Gelenksteifigkeit bei dynamischen Aktivitäten führen, wie die Auswahl der Gleichgewichtsfähigkeit unter instabilen Bedingungen im entsprechenden vierten Schnitt des Entscheidungsbaums zeigt. Dadurch ist das betreffende Gelenk verletzungsanfällig und das Verletzungsrisiko ist in dieser Gruppe von Spielern erhöht.

Auch in **Publikation 2** ist eine Veränderung des Einflusses isolierter Risikofaktoren auf das Verletzungsrisiko nachgewiesen worden, sobald weitere Risikofaktoren auftreten. Interessanterweise konnte gezeigt werden, dass Spieler mit einem geringeren maximalen Knieabduktionswinkel bei der einbeinigen Landung verletzungsgefährdet sind, sobald sie eine geringere vertikale Bodenreaktionskraft produzieren. Normalerweise wird durch bisherige Forschungsergebnisse erwartet, dass Spieler mit einem größeren maximalen Knieabduktionswinkel – wie die isolierte Betrachtung des Ausgangsknotens bestätigt – und einer höheren vertikalen Bodenreaktionskraft ein höheres Verletzungsrisiko haben (Bates et al., 2013; Hewett et al., 2005). Eine mögliche Erklärung für die gegensätzlichen Ergebnisse könnte sein, dass sich frühere Forschungen zum Einfluss von Knieabduktionswinkel und vertikaler Bodenreaktionskraft auf das Verletzungsrisiko auf die Belastung des Kniegelenks und vor allem des vorderen Kreuzbandes konzentriert haben (Dingenen et al., 2015; Sell et al., 2007; Yu et al., 2006). Sowohl das Knie als auch das vordere Kreuzband im Speziellen waren jedoch in dem vorliegenden Forschungsprogramm selten verletzte Körperregionen bzw. Verletzungsarten. Eine Vermutung für das erhöhte Verletzungsrisiko durch diesen Pfad ist, dass eine weiche Landestrategie zu einem größeren relativen Beitrag der hüftstreckenden Muskulatur zur Dämpfung der Bodenreaktionskräfte führt und dass wiederholte Bewegungen die Toleranz dieser Muskeln übersteigen könnten (Hughes & Watkins, 2006; Read et al., 2016; Ross et al., 2005; Whiting & Zernicke, 2008; Zhang et al., 2019). Nichtsdestotrotz bedarf es weiterer Forschung, um die Interaktion von kinematischen und kinetischen Variablen hinsichtlich des Verletzungsrisikos zu untersuchen.

Jedoch spielt auch eine höhere vertikale Bodenreaktionskraft bei einbeinigen Landungen eine Rolle bei der Ermittlung von Risikoprofilen, die im Zusammenhang mit dem Auftreten einer Verletzung der unteren Extremitäten stehen. So umfasst ein Pfad, der auf ein erhöhtes Verletzungsrisiko hindeutet, Spieler mit geringeren maximalen Knieabduktionswinkeln, einer höheren vertikalen Bodenreaktionskraft und einem höheren Inversionsmoment des Sprunggelenks. Koshino et al. (2017) fanden hierzu heraus, dass ein innenrotierter Fuß bei einer einbeinigen Landung das Inversionsmoment des Sprunggelenks erhöht, was durch die Ergebnisse des Forschungsprogramms bestätigt wird, da verletzte Spieler mit einem um $9,6^\circ$ innenrotierten Fuß

landeten. Darüber hinaus gibt es Hinweise, dass der Bodenkontakt in einer erhöhten Inversionsposition zu einem Riss der Bandstrukturen im Sprunggelenk führen kann, was in dem vorliegenden Forschungsprogramm die am häufigsten betroffene Körperregion und Verletzungsart darstellte. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine veränderte biomechanische Bewegung des Sprunggelenks in der Frontalebene bei der einbeinigen Landung der vertikalen Bodenreaktionskraft es ermöglicht, die Ausrichtung der unteren Extremitäten zu beeinflussen. Dies bestätigt die bisherige Forschung, dass eine schlechte Bewegungstechnik zu einer abnormalen Belastung der Gelenke führt und das Verletzungsrisiko erhöht (Alentorn-Geli et al., 2009; DiStefano et al., 2009; Pollard et al., 2010).

Die Notwendigkeit, Kräfte in der Sagittalebene zu dämpfen und umzuleiten, ist insbesondere bei Richtungsänderungen von großer Bedeutung (Donelon et al., 2020; Fox, 2018; Kipp et al., 2011) und wird durch die Risikofaktorenanalyse des Richtungswechsels bestätigt. Es konnte gezeigt werden, dass ein kleinerer initialer Flexionswinkel des Hüftgelenks das Verletzungsrisiko erhöht. Die erhöhte Hüftgelenkssteifigkeit spiegelt eine kompensierende hüftdominante Bewegungsstrategie während des Richtungswechsels wider, die bereits bei Personen mit chronischen Stadien von Rissen in den lateralen Bandstrukturen des Sprunggelenks, einer häufigen Verletzung im Nachwuchsfußball, festgestellt wurde (Pfirrmann et al., 2016; Price et al., 2004). Jedoch steht auch ein größerer initialer Flexionswinkel im Zusammenhang mit einem erhöhten Verletzungsrisiko, sobald hierarchisch untergeordnet ein größerer maximaler Außenrotationswinkel des Sprunggelenks auftritt. Dieses Risikoprofil erscheint auf den ersten Blick überraschend und steht im Widerspruch zu bisheriger Forschung (Aerts et al., 2013; Bisseling et al., 2008; Boden et al., 2009; Hadzic et al., 2009; Hewett et al., 2005; Norcross et al., 2013). Dieses Ergebnis wird jedoch zum Teil von einer Analyse über suboptimale Richtungswechseltechniken von Donelon et al. (2020) unterstützt. Ein nach außen rotierter Fuß führt nachweislich zu einer erhöhten Anfälligkeit für eine Eversion und Pronation, was letztlich zu einer Abduktion des Kniegelenks und einer tibialen Außenrotation führen kann (Donelon et al., 2020). Dieser Verletzungsmechanismus beschreibt die von Ireland (1999) eingeführte „Position of no return“, die auch durch ein flektiertes Hüftgelenk charakterisiert ist, was im Einklang mit dem identifizierten Risikoprofil steht. Aufgrund der Analyse des Belastungsprofils und der damit einhergehenden 600 Richtungswechsel pro Spiel (Bloomfield et al., 2007) wird daher vermutet, dass diese risikobehaftete Richtungswechseltechnik vor allem die Belastungstoleranz des Biceps femoris überschreitet, was eine der häufigsten Verletzungslokalisationen im vorliegenden Forschungsprogramm darstellt. Abbildung 9 fasst die Ergebnisse von Publikation 1 und 2 zusammen und stellt Risikoprofile dar, die mittels CART-Methode identifiziert wurden.

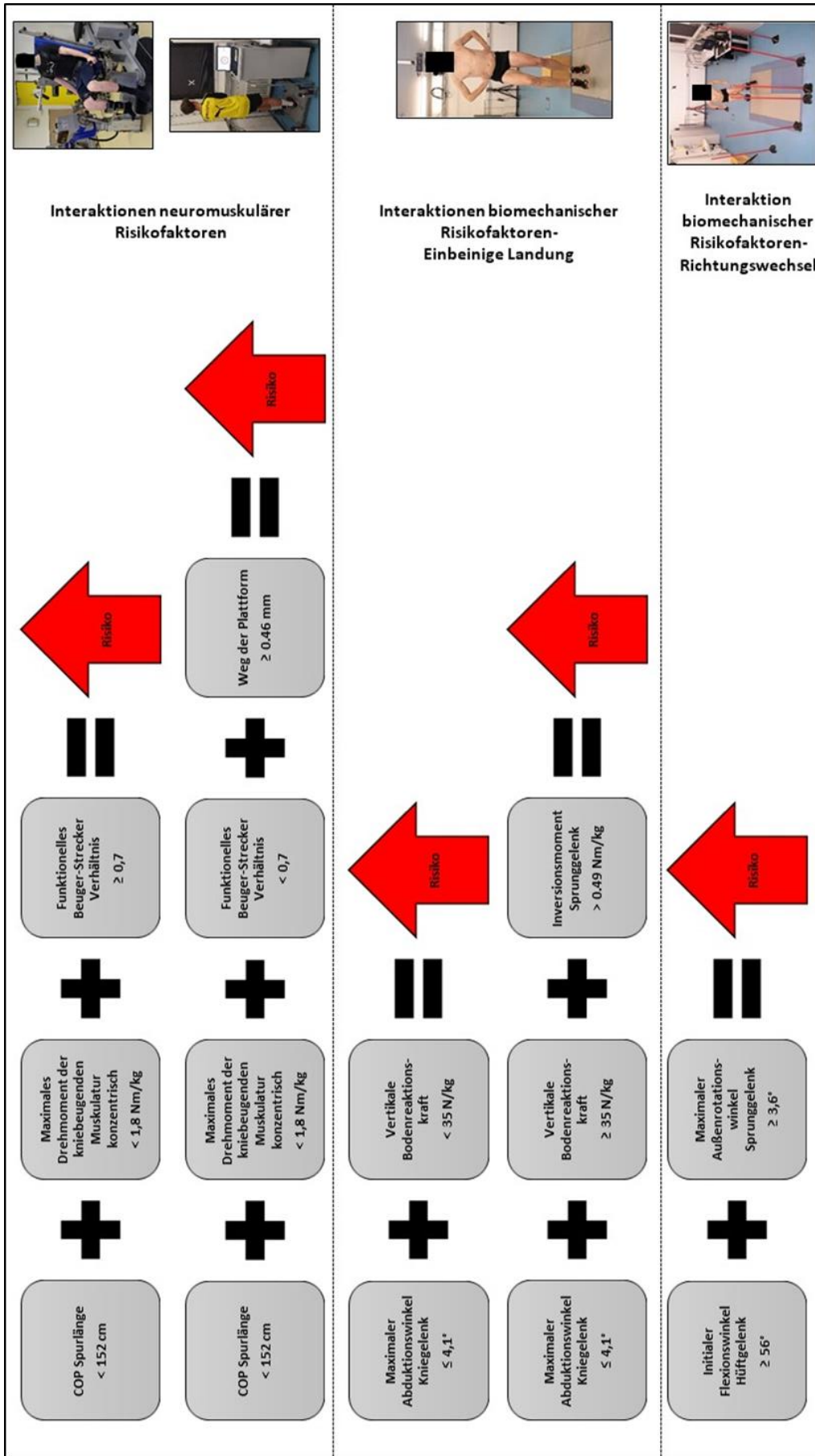


Abbildung 9: Risikoprofile, die mittels CART-Methode identifiziert wurden und auf ein erhöhtes Verletzungsrisko hindeuten.

Die Komplexität der Interaktionen zwischen verschiedenen körperlichen Leistungsparametern und der Anzahl der Störvariablen während des Auftretens einer Verletzung (Verletzung als komplexes System) erschweren die Vorhersage der Ursache von Verletzungen der unteren Extremitäten mithilfe eines geeigneten statistischen Modells (Henriquez et al., 2020). Darüber hinaus hatte die Verwendung von laborbasierten biomechanischen Screenings aufgrund ihrer gut etablierten Messeigenschaften Priorität bei der Identifizierung von Spielern mit einem erhöhten Verletzungsrisiko, was zulasten der Stichprobengröße aus einem Elitebereich führte. Unter Berücksichtigung dieser Aspekte konnte in **Publikation 3** dennoch ein Modell zur Verletzungsvorhersage unter Verwendung der LASSO-Penalisierung erstellt werden. Eine geringere Kraftfähigkeit der kniestickehenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise, ein höheres Innenrotationsmoment des Hüftgelenks bei der einbeinigen Landung und eine größere COP-Spurlänge erhöhten das zu erwartende Verletzungsrisiko. Die Vorhersagegüte des Modells, insbesondere der resultierende AUC-Wert von 0,63, bestätigt die Ergebnisse früherer Studien zur Verletzungsvorhersage in verschiedenen Populationen (López-Valenciano et al., 2018; Oliver et al., 2020; Rossi et al., 2017; Ruddy et al., 2018) und deutet darauf hin, wie schwierig die Vorhersage von Verletzungen ist. Im Vergleich zu vorherigen Studien im Nachwuchsleistungsfußball, in denen die Fähigkeit zur Vorhersage von Verletzungen mittels Methoden des überwachten Lernens untersucht wurde (Oliver et al., 2020; Rommers et al., 2020), war die Vorhersagegüte des vorliegenden Modells jedoch geringer. Ein möglicher Grund für die Diskrepanz zwischen den Ergebnissen könnte auf Unterschiede in den jeweiligen Stichprobengrößen zurückzuführen sein. Es hat sich gezeigt, dass ein großer robuster Datensatz die Fähigkeit von überwachten Methoden des maschinellen Lernens verbessert, auffällige Muster mit größerer Genauigkeit zu erkennen, wenn die Zahl der Verletzungen steigt (Ruddy et al., 2019). Des Weiteren könnte die unterschiedliche Altersverteilung in den Stichproben eine weitere Erklärung für die unterschiedlichen Ergebnisse sein. Diesbezüglich hat eine systematische Übersichtsarbeit kürzlich gezeigt, dass es einen signifikanten Alterseffekt bei der Häufigkeit von fußballbedingten Verletzungen im Kindesalter gibt und dass Kinder im Alter von 13 bis 15 Jahren am meisten gefährdet sind (Rumpf & Cronin, 2012). Zusätzlich wurde gezeigt, dass die Verletzungshäufigkeit mit dem Reifungsprozess Heranwachsender zusammenhängt (Van der Sluis et al., 2015). Die von Rommers et al. (2020) untersuchte Altersgruppe fällt mit dem Durchlaufen der Pubertät und allen damit verbundenen Entwicklungsveränderungen (z. B. schnelles und asynchrones Wachstum des Bewegungsapparats) zusammen, die in dieser Zeit auftreten (Williams & Wood, 2012). Daher scheint es nicht verwunderlich, dass Rommers et al. (2020) anthropometrische Maße als die wichtigsten Prädiktoren mit hoher Genauigkeit identifizierten.

Die Verwendung der von Oliver et al. (2020) vorgeschlagenen verletzungsspezifischeren Risiko-Screenings führte zu einer geringeren Vorhersagegüte, was mit den Ergebnissen des vorliegenden Forschungsprogramms übereinstimmt. Interessanterweise führte die Verwendung von verletzungsspezifischeren Risiko-Screenings zur Auswahl von neuromuskulären und biomechanischen Leistungsparametern, was ebenfalls den Ergebnissen des vorliegenden Forschungsprogramms entspricht. Dies zeigt, wie wichtig multifaktorielle Ansätze bei der Bewertung des Risikos einer kontaktlosen Verletzung der unteren Extremitäten sind. Es muss jedoch hervorgehoben werden, dass sowohl Oliver et al. (2020) als auch Rommers et al. (2020) Movement Screenings verwendet haben, die die erforderliche Reliabilität und Validität bisweilen nicht ausreichend nachweisen konnten (siehe Kapitel 3.3.2). Zusätzlich ist der prädiktive Wert dieser Risiko-Screenings hinsichtlich der Verletzungsvorhersage widersprüchlich oder unbekannt (siehe Kapitel 3.3.3) (Dallinga et al., 2012; Fox et al., 2016; Hegedus et al., 2015; Hegedus et al., 2014; McCunn et al., 2016; Whittaker et al., 2016). Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die Verwendung von laborbasierten biomechanischen Screenings in großen Stichproben und in Kombination mit Methoden des überwachten Lernens dazu führt, präziser zu ermitteln, welche Risikofaktoren verletzungsrelevant sind. Zudem wird es dadurch möglich, die Vorhersagegüte des erzeugten statistischen Modells zu verbessern.

Es gibt eine Reihe von Methoden, die zur Ermittlung von Faktoren verwendet werden können, die mit dem Verletzungsrisiko in Verbindung stehen (Bahr & Holme, 2003; McCall et al., 2017). Diese Vielzahl an Methoden birgt die Gefahr, dass ein mit dem Verletzungsrisiko assoziierter Faktor zur Vorhersage von Verletzungen verwendet werden kann und dazu führt, dass aus falschen Daten falsche Konsequenzen gezogen werden (McCall et al., 2017; Smoliga & Zavorsky, 2017; Stovitz et al., 2019). Aus diesem Grund ist es wichtig, die Unterschiede zwischen Assoziation und Prädiktion zu bedenken, wenn die Ergebnisse des vorliegenden Forschungsprogramms interpretiert werden (Shmueli, 2010). Im Gesamtkontext des vorliegenden Forschungsvorhabens lässt sich daher zusammenfassen, dass die von zwei unterschiedlichen statistischen Modellen identifizierten Risikofaktoren auf die Notwendigkeit hindeuten, multifaktorielle Ansätze auf Grundlage biomechanischer Risiko-Screenings bei der Bewertung der Prädisposition für Verletzungen der unteren Extremitäten anzuwenden. Bemerkenswert ist hierbei, dass sowohl neuromuskuläre als auch biomechanische Risikofaktoren für Verletzungen der unteren Extremitäten in der prädiktiven Modellierung vertreten sind. Insbesondere der Gleichgewichtsfähigkeit unter statischen Bedingungen und der Kraftfähigkeit der kniestickehenden Muskulatur unter konzentrischer Arbeitsweise (auch als Teil des funktionellen Strecker-Beuger-Verhältnisses) kommt eine besondere Rolle zu, da beide Leistungsparameter sowohl von

dem Entscheidungsbaummodell identifiziert wurden, um zu erklären, wieso eine Verletzung aufgetreten ist, als auch Teil des finalen Regressionsmodells zur Verletzungsvorhersage sind. Es ist zwar erwartbar, dass Faktoren, die eine Verletzung erklären, auch bei der Vorhersage nützlich sind, aber dass sie von zwei unterschiedlichen Methoden ausgewählt wurden, unterstreicht ihre Bedeutung für die Verletzungsprävention. Die Auswahl der Risikofaktoren steht im Einklang mit der Literaturanalyse zu biomechanischen Screenings in unterschiedlichen Populationen (siehe Kapitel 3.3.3 und 3.3.4), welche zeigt, dass sich vor allem in Bezug auf Kraftfähigkeiten und Gleichgewichtsfähigkeiten ein Zusammenhang zum Auftreten von Verletzungen nachweisen lässt (Cameron et al., 2003; Croisier et al., 2008; Fousekis et al., 2011; Freckleton & Pizzari, 2012; Gribble et al., 2016; Hadzic et al., 2009; Lee et al., 2018; McGuine et al., 2000; Opar et al., 2015; Orchard et al., 1997; Soderman et al., 2001; Tropp et al., 1984; Tyler et al., 2001; Wang et al., 2006; Willems et al., 2005; Yeung et al., 2009; Zazulak et al., 2007). Einer der möglichen Gründe, warum diese Leistungsparameter eine derartige Bedeutung für den Zusammenhang mit Verletzungen und die Vorhersage von Verletzungen haben, könnte mit der Verletzungslokalisierung zusammenhängen. Mehr als 2/3 aller Verletzungen ohne Kontakt betrafen in dem vorliegenden Forschungsprogramm das Sprunggelenk oder den Oberschenkel. Außerdem spielen diese Risikofaktoren eine entscheidende Rolle bei den gefährlichen Bewegungsmustern der unteren Extremitäten, welche Fußballspieler ausführen. Insbesondere kommt es in diesen Hochrisikosituationen zu einer Verletzung, wenn die externe Belastung die maximale Kapazität des Gewebes übersteigt. Daher können veränderte biomechanische Bewegungsabläufe und eine reduzierte neuromuskuläre Kontrolle der unteren Extremitäten zu einer Überschreitung der Belastungstoleranz für Muskulatur sowie Bandapparat und Sehnen im Gelenk führen (Read et al., 2016). Im Gegensatz dazu hat erstaunlicherweise weder die Kraftfähigkeit der Hüftmuskulatur noch die Kraftfähigkeit der Rumpfmuskulatur Einfluss auf das Verletzungsrisiko der untersuchten Nachwuchsleistungsfußballer. Vor allem das Kraftdefizit der Adduktoren wurde in prospektiven Untersuchungen als Risikofaktor bei erwachsenen Fußballern identifiziert (Engebretsen et al., 2010; Thorborg et al., 2014). Eine mögliche Erklärung für die scheinbare Diskrepanz zwischen den Ergebnissen könnte die Methode zur Bewertung der Kraftfähigkeiten sein. Beide Untersuchungen verwendeten ein Handkraftmessgerät zur Erfassung der Kraftfähigkeiten, das nachweislich einen Mangel an Standardisierung in Bezug auf die Ausgangsposition der Athleten, die Position des Untersuchers und die Platzierung des Instruments mit sich bringt (Meyer et al., 2013). Hinweise auf die Rumpfmuskulatur als Risikofaktor basieren hauptsächlich auf der Risikobewertung aus anatomischer Sicht (Leetun et al., 2004). Nichtsdestotrotz gibt es erste Forschungsergebnisse, die darauf hindeuten,

dass ein „Anterior Pelvic Tilt“, also ein Zusammenspiel zwischen Kraftfähigkeiten und Bewegungsmustern der lumbo-pelvinen Region, das Risiko insbesondere von Verletzungen der hinteren Oberschenkelmuskulatur erhöht (Mendiguchia et al., 2021a; Mendiguchia et al., 2021b). Hierzu bedarf es jedoch weiterer prospektiver Untersuchungen.

Abschließend lässt sich schlussfolgern, dass durch das vorliegende Forschungsprogramm das Auftreten einer Verletzung zwar gut erklärt werden kann (Assoziationsebene), die schwache Vorhersagekraft des erstellten Modells (Vorhersageebene) jedoch die Schwierigkeit der Vorhersage von Verletzungen im Nachwuchsleistungsfußball aufzeigt.

10 Praxisrelevanz und Ausblick

Professionelle Ausbildungsprogramme für hochtalentiertere Nachwuchsfußballer bieten heutzutage großartige Möglichkeiten, jedoch gehen sie mit einer hohen Verletzungsrate einher (Brink et al., 2010; Brito et al., 2012; Cloke et al., 2009; Deehan et al., 2007; Ergün et al., 2013; Junge et al., 2000; Le Gall et al., 2006; Moore et al., 2011; Nilsson et al., 2016; Peterson et al., 2000; Price et al., 2004; Renshaw & Goodwin, 2016). In Anbetracht der möglichen negativen Langzeitfolgen von Verletzungen und der sehr geringen Chance, eine Karriere im professionellen Herrenfußball einzuschlagen (Brenner et al., 2016), sollten Nachwuchsleistungszentren der Verringerung der Verletzungshäufigkeiten Priorität einräumen. Heutzutage besteht die Aufgabe von Sportwissenschaftlern und des medizinischen Personals im professionellen Fußball darin, evidenzbasiertes Wissen effektiv zu nutzen, um den Entscheidungsprozess für die Verringerung des Verletzungsrisikos der Spieler zu entwickeln (Kolodziej et al., 2019; Nassis, 2017). Bislang ist es in keiner angelegten prospektiven Studie im Nachwuchsleistungsfußball gelungen, verletzungsrelevante und modifizierbare Risikofaktoren und ihre Interaktionen im Nachwuchsleistungsfußball mittels laborbasierter biomechanischer Screenings zu identifizieren und ihre Fähigkeit zur Verletzungsvorhersage zu überprüfen (Oliver et al., 2020; Rommers et al., 2020). Mit dem vorliegenden Forschungsprogramm wurde einerseits diese theoretische Lücke geschlossen und andererseits wurden praxisrelevante Handlungsempfehlungen generiert, auf welche verletzungsrelevante Risikofaktoren man sich bei der Entwicklung von Strategien zur Verringerung des Verletzungsrisikos konzentrieren sollte und welche biomechanischen Screenings im Rahmen leistungsdiagnostischer Maßnahmen zu verwenden sind (Abbildung 10). Daher sind die Ergebnisse dieses Forschungsprogramms ein wertvoller erster Schritt zur praxisrelevanten Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball. Wie bereits erwähnt ist es für eine gezielte und erfolgreiche Verletzungsprävention essenziell zu verstehen, warum es zu einer Verletzung kommt (Bahr & Holme, 2003; Bittencourt et al., 2016; Edouard & Ford, 2020; McCall et al., 2017; Ruddy et al., 2019). Mithilfe der CART-Methode (Breiman et al., 1984) wurde ein Entscheidungsbaum optimiert, bei dem nicht nur die Risikofaktoren mithilfe eines multivariaten Verfahrens identifiziert wurden (wie in früheren Forschungsarbeiten), sondern auch eine Erfassung ihrer hierarchisch vorgegebenen Interaktionen erfolgte, während gleichzeitig praxisrelevante Grenzwerte bestimmt wurden. Dies ist in der Forschung zur Verletzungsprävention bisweilen einzigartig. Die resultierende Baumstruktur hat eine natürliche Visualisierung durch ihre Pfade und Knoten und verfügt damit über eine gute Dateninter-

pretierbarkeit in der Praxis. Die Verwendung des Entscheidungsbaummodells und der ermittelten Grenzwerte ermöglicht es Sportwissenschaftlern und medizinischem Personal, Verletzungsrisikoprofile ihrer Spieler zu bestimmen und maßgeschneiderte Programme zur Verletzungsprävention als Teil des täglichen Trainingsplans für jeden Spieler zu erstellen. Eine Voraussetzung für die zukünftige Wirksamkeit eines Programmes zur Verletzungsprävention ist, dass es Trainingsmethoden gibt, um den Risikofaktor zu modifizieren, bevor es zu einer Verletzung kommt (Bahr, 2016). Mehrere systematische Übersichtsarbeiten und Metaanalysen konnten bereits zeigen, dass spezifische Trainingsmethoden fehlerhafte Bewegungsmuster bei einbeinigen Bewegungen derart verändern, dass es in einem geringeren Verletzungsrisiko (Myer et al., 2006; Pappas et al., 2015; Pollard et al., 2006) und einer geringeren Verletzungsrate (Hewett et al., 1999; Mandelbaum et al., 2005) resultiert. Zusätzlich ist die wirksame Verringerung des Verletzungsrisikos durch multikomponente Trainingsprogramme nachgewiesen worden (Al Attar et al., 2017; Al Attar & Alshehri, 2019; Faude et al., 2017; Owoeye et al., 2020; Webster & Hewett, 2018). Die praxisrelevante Bedeutung von multikomponenten Trainingsprogrammen wird durch die Ergebnisse des vorliegenden Forschungsprogrammes besonders herausgestellt. Sowohl neuromuskuläre als auch biomechanische Leistungsparameter wurden als verletzungsrelevante Risikofaktoren durch die CART-Methode und die LASSO-Regression identifiziert. Dies verdeutlicht, wie wichtig multifaktorielle Ansätze bei der Bewertung des Risikos von Verletzungen der unteren Extremitäten sind.

Ein Kritikpunkt aus der Praxis an laborbasierten Goldstandardverfahren ist, dass diese Art von Risiko-Screenings aufgrund des hohen messapparativen Aufwandes oftmals zeitaufwendig ist (Dallinga et al., 2012; McCunn et al., 2016; Whittaker et al., 2017). Dies schränkt die Möglichkeit ein, einen umfangreichen und robusten Datensatz in einer Elitekohorte zu generieren, der die Fähigkeit von Techniken des überwachten Lernens verbessert, Muster bei der Entstehung von Verletzungen mit größerer Konstanz zu erkennen (Ruddy et al., 2019). Die Entwicklung eines „praktikerfreundlichen“ Vorhersagemodells zur Erstellung eines Risikoprofils kann dazu beitragen, das Risiko von Verletzungen zu minimieren. Insgesamt wurden in dem vorliegenden Forschungsprogramm 89 Variablen mit acht verschiedenen biomechanischen Screenings erhoben, wovon letztlich 13 Variablen als Risikofaktoren identifiziert wurden. Das Vorhersagemodell, welches die beste Vorhersagegüte lieferte, identifizierte drei der 89 Variablen als die wichtigsten Verletzungsprädiktoren. Das deutet darauf hin, dass durch die Reduktion der Anzahl an biomechanischen Screenings, die zur Identifizierung von Verletzungsprädiktoren erforderlich sind, sowie durch den somit geringeren Zeitaufwand eine Durchführung im Rahmen von leistungsdiagnostischen Maßnahmen zu bewältigen ist.

Diese praktische Überlegung ist jedoch aufgrund der schlechten Vorhersageleistung des Vorhersagemodells, welches zukünftig in größeren Stichproben evaluiert werden muss, mit Vorsicht zu interpretieren. Des Weiteren ist die zukünftige Evaluation in großen Stichproben einer von drei Forschungsschritten, die Bahr (2016) zur Entwicklung und Validierung eines Risiko-Screening-Programms vorschlägt. Die prädiktive Validität der zuvor prospektiv identifizierten Risikofaktoren ist in weiteren, größeren Stichproben zu ermitteln. Abschließend sollte in randomisierten, kontrollierten Studien die Wirksamkeit von kombinierten Risiko-Screenings und einer daran anschließenden Trainingsintervention zugunsten einer reduzierten Verletzungshäufigkeit nachgewiesen werden (Bahr, 2016).

Die meisten menschlichen Erkrankungen sind komplexer Natur. In diesem Sinne ergibt sich die multifaktorielle Komplexität von Verletzungen im Fußball nicht aus der linearen Interaktion zwischen isolierten Risikofaktoren, sondern aus der komplexen Interaktion zwischen einem sogenannten Netz von Determinanten (Philippe & Mansi, 1998). Bereits 2016 haben Bittencourt et al. (2016) ein Umdenken hinsichtlich der Identifizierung von Risikofaktoren gefordert. In ihrer konzeptionellen Arbeit wurde ein komplexes Systemmodell für Verletzungen vorgestellt, das aufzeigt, wie die Anwendung des Denkens in komplexen Systemen es ermöglichen kann, die komplexe Natur der Entstehung von Verletzungen besser zu verstehen (Bittencourt et al., 2016). In der Sportpraxis kann dieses entstehende Muster mit dem Auftreten von Verletzungen zusammenhängen (Bekker & Clark, 2016; Bolling et al., 2018). Diese neuartige Sichtweise der präventiven Intervention stützt sich auf die Identifizierung von Risikoprofilen und geht von einzelnen Risikofaktoren zur Erkennung von Risikomustern über (Bittencourt et al., 2016; Plsek & Greenhalgh, 2001; Quatman et al., 2009). Das vorliegende Forschungsprogramm hat sich unter anderem an diesem komplexen Systemmodell orientiert und durch die Verwendung der CART-Methode Risikoprofile anhand von neuromuskulären und biomechanischen Leistungsparametern erstellt. Eine zukünftige Forschung sollte weiterhin den Spieler und das Auftreten einer Verletzung als komplexes System analysieren, jedoch sollte der Schwerpunkt der Forschung ausgeweitet werden und darauf liegen, inwieweit das Risikoprofil eine nicht lineare Interaktion zwischen Risikofaktoren aus verschiedenen Bereichen umfasst (Bittencourt et al., 2016). Der nächste Schritt besteht womöglich darin, eine ökologische und biopsychosoziale Perspektive einzunehmen, die die biomedizinische Tradition ergänzt, um die große Herausforderung der Verletzungsprävention im Fußball zu bewältigen (Edouard & Ford, 2020; Hulme & Finch, 2015). Durch eine sozioökologische Sichtweise auf Verletzungen kann das Modell zur Verletzungsprävention von van Mechelen et al. (1992) kontextgesteuert betrachtet werden

(Bolling et al., 2018). Abgesehen von besagten statistischen und methodischen Herausforderungen muss eine zukünftige Forschung auch auf trainingswissenschaftlicher Ebene das Denken in komplexen Systemen einbeziehen. So wiesen Meeuwisse et al. (2007) auf den dynamischen Charakter von Risikofaktoren hin, da das Veränderungsmuster eines Leistungsparameters (z. B. die Veränderung der Kraftfähigkeiten während einer Saison) das Verletzungsrisiko stärker beeinflussen könnte als ihr absoluter Wert zu einem bestimmten Zeitpunkt. Ein solches Konzept setzt voraus, dass die Veränderung der Risikofaktoren über einen längeren Zeitraum hinweg untersucht wird, um die Vorgeschichte des Ereignisses mit einzubeziehen (Stern et al., 2020). Aus diesem Grund müssen zukünftige Studiendesigns und statistische Analysen das Vorhandensein komplexer Wechselwirkungen und sich verändernder Risiken berücksichtigen. In der Praxis sollte die Bewertung des Risikoprofils während der gesamten Saison erfolgen und nicht nur im Rahmen der halbjährlichen leistungsdiagnostischen Maßnahmen. Des Weiteren sollten sich die Analysen auf das sich verändernde Geflecht von Risikofaktoren konzentrieren, die zu einer auftretenden Verletzung führen. Daher kann die Einbeziehung täglicher interner und externer Belastungsdaten, die einerseits Echtzeit- wie auch kontinuierliche Daten liefern und andererseits in der Praxis leicht zugänglich sind, zusätzlich zu biomechanischen und neuromuskulären Risikofaktoren die Vorhersage von Verletzungen der unteren Extremitäten und die Erstellung von Verletzungsrisikoprofilen verbessern (Brink et al., 2010; Duhig et al., 2016; Watson et al., 2017). Erste Ergebnisse deuten darauf hin, dass insbesondere der tägliche Einsatz der GPS-Tracking-Technologie im Profifußball zu der frühzeitigen Detektion eines erhöhten Verletzungsrisikos führt und somit auf deren Basis von künstlicher Intelligenz gesteuerte Frühwarnsysteme entwickelt und eingesetzt werden sollten (Bowen et al., 2020; Bowen et al., 2017; Rossi et al., 2018). Darüber hinaus eignen sich sogenannte Time-to-Event Modelle für die Analyse des Zusammenhangs zwischen diesen hochdynamischen und tagesaktuellen Leistungsdaten und Verletzungen, da sie die Zählung und die innerindividuelle Korrelation der Follow-up-Daten berücksichtigen. Das langfristige Monitoring von Risikofaktoren und ihrer Veränderung in verschiedenen Zyklen (Mikrozyklus, Mesozyklus und Makrozyklus) bedarf analytischer Konzepte wie zeitlich veränderlicher Effektmessungsmodifikatoren und/oder zeitlich veränderliche Störfaktoren. Da diese neuen Erkenntnisse für die Erforschung von Verletzungen von potenziellem Wert sind, müssen diese analytischen Konzepte weiter ausgearbeitet werden (Nielsen et al., 2019a, 2019b).

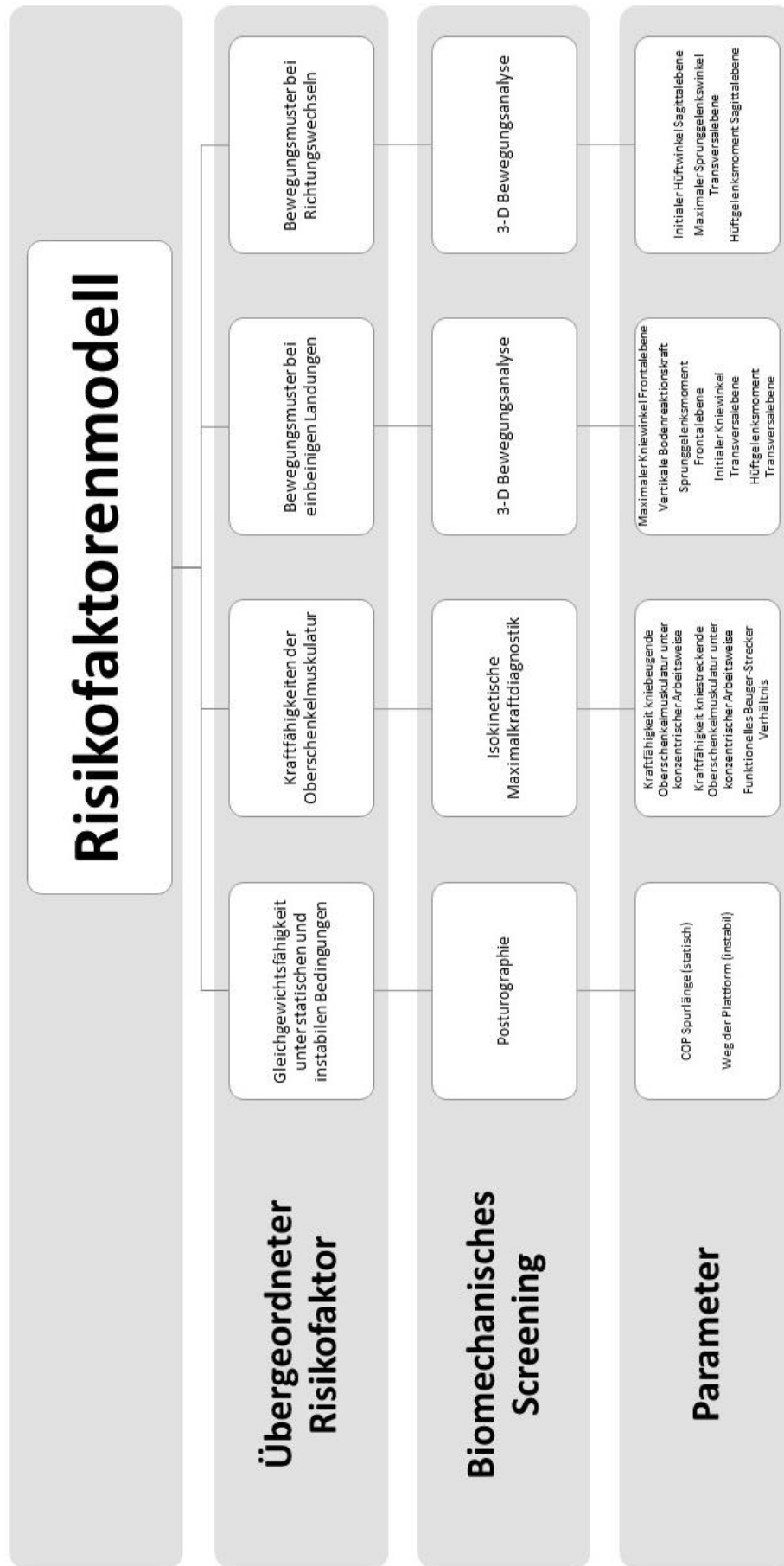


Abbildung 10: Risikofaktorenmodell zur Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball.

Bibliografische Angaben der Veröffentlichungen

Publikation 1:

Kolodziej, M., Nolte, K., Schmidt, M., Alt, T., & Jaitner, T. (2021). Identification of neuromuscular performance parameters as risk factors of non-contact injuries in male elite youth soccer players: A preliminary study on 62 players with 25 non-contact injuries. *Frontiers in sports and active living*, 3, 615330. DOI: 10.3389/fspor.2021.615330

Publikation 2:

Kolodziej, M., Willwacher, S., Nolte, K., Schmidt, M., & Jaitner, T. (2022). Biomechanical Risk Factors of Injury-Related Single-Leg Movements in Male Elite Youth Soccer Players. *Biomechanics*, 2(2), 281-300. DOI: 10.3390/biomechanics2020022

Publikation 3:

Kolodziej, M., Groll, A., Nolte, K., Willwacher, S., Alt, T., Schmidt, M., & Jaitner, T. (2023). Predictive modeling of lower extremity injury risk in male elite youth soccer players using least absolute shrinkage and selection operator regression. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 33(6), 1021-1033. DOI: 10.1111/sms.14322

Literaturverzeichnis

- Aagaard, P., Simonsen, E., Trolle, M., Bangsbo, J., & Klausen, K. (1995). Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiologica Scandinavica*, 154(4), 421-427.
- Aerts, I., Cumps, E., Verhagen, E., Verschueren, J., & Meeusen, R. (2013). A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 53(5), 509-519.
- Akbari, M., Karimi, H., Farahini, H., & Faghihzadeh, S. (2006). Balance problems after unilateral lateral ankle sprains. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(7), 819-824.
- Al Attar, W., Soomro, N., Sinclair, P., Pappas, E., & Sanders, R. H. (2017). Effect of Injury Prevention Programs that Include the Nordic Hamstring Exercise on Hamstring Injury Rates in Soccer Players: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 47(5), 907-916.
- Al Attar, W. S. A., & Alshehri, M. A. (2019). A meta-analysis of meta-analyses of the effectiveness of FIFA injury prevention programs in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(12), 1846-1855.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705-729.
- Amato, M., Lemoine, F., Gonzales, J., Schmidt, C., Afriat, P., & Bernard, P. (2001). *Influence of age and physical activity on isokinetic characteristics of hamstring and quadriceps muscles of young gymnasts and soccer players*. Beitrag präsentiert bei Annales de readaptation et de medecine physique: revue scientifique de la Societe francaise de reeducation fonctionnelle de readaptation et de medecine physique.
- 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), 5-16.
- Atan, S. A., Foskett, A., & Ali, A. (2014). Special populations: Issues and considerations in youth soccer match analysis. *International Journal of Sports Science*, 4(3), 103-114.
- Bahr, R. (2016). Why screening tests to predict injury do not work—and probably never will...: a critical review. *British Journal of Sports Medicine*, 50(13), 776-780.
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries — a methodological approach. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 384-392.
- Bangsbo, J. (1994). Energy demands in competitive soccer. *Journal of Sports Sciences*, 12, S5-12.

- Bangsbo, J., Mohr, M., & Krstrup, P. (2006). Physical and metabolic demands of training and match-play in the elite football player. *Journal of Sports Sciences*, 24(07), 665-674.
- Bangsbo, J., Nørregaard, L., & Thorsoe, F. (1991). Activity profile of competition soccer. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 16(2), 110-116.
- Barfield, W. R. (1998). The biomechanics of kicking in soccer. *Clinics in Sports Medicine*, 17(4), 711-728.
- Barnes, C., Archer, D., Bush, M., Hogg, R., & Bradley, P. (2014). The evolution of physical and technical performance parameters in the English Premier League. *International Journal of Sports Medicine*, 35, 1-6.
- Barros, R. M., Misuta, M. S., Menezes, R. P., Figueroa, P. J., Moura, F. A., Cunha, S. A., Anido, R., & Leite, N. J. (2007). Analysis of the distances covered by first division Brazilian soccer players obtained with an automatic tracking method. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(2), 233.
- Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *Journal of Biomechanics*, 46(7), 1237-1241.
- Batterham, A. M., & George, K. P. (2003). Reliability in evidence-based clinical practice: a primer for allied health professionals. *Physical Therapy in Sport*, 4(3), 122-128.
- Bekker, S., & Clark, A. M. (2016). Bringing complexity to sports injury prevention research: from simplification to explanation. *British Journal of Sports Medicine*, 50(24), 1489-1490.
- Bell, D. R., Guskiewicz, K. M., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2011). Systematic Review of the Balance Error Scoring System. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 3(3), 287-295.
- Bemben, M., Grump, K., & Massey, B. (1988). Assessment of technical accuracy of the Cybex II® isokinetic dynamometer and analog recording system. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 10(1), 12-17.
- Beunen, G., & Malina, R. M. (2008). Growth and biologic maturation: relevance to athletic performance. *The Young Athlete*, 3-18.
- Bisanz, G., & Gerisch, G. (2010). *Fußball: Kondition-Technik-Taktik und Coaching*: Meyer & Meyer Verlag.
- Bisseling, R. W., Hof, A. L., Bredeweg, S. W., Zwerver, J., & Mulder, T. (2008). Are the take-off and landing phase dynamics of the volleyball spike jump related to patellar tendinopathy? *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 483-489.
- Bittencourt, N. F. N., Meeuwisse, W. H., Mendonça, L. D., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J. M., & Fonseca, S. T. (2016). Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept. *British Journal of Sports Medicine*, 50(21), 1309-1314.

- Bjørneboe, J., Bahr, R., & Andersen, T. (2014). Gradual increase in the risk of match injury in Norwegian male professional football: A 6-year prospective study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(1), 189-196.
- Bloomfield, J., Polman, R., & O'Donoghue, P. (2007). Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(1), 63.
- Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S., & Hewett, T. E. (2010). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(9), 520-527.
- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B., & Hewett, T. E. (2009). Video analysis of anterior cruciate ligament injury abnormalities in hip and ankle kinematics. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 252-259.
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1989). Intrasession reliability of angle specific knee extension torque measurements with gravity corrections. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, 11(4), 155-157.
- Bolling, C., van Mechelen, W., Pasman, H. R., & Verhagen, E. (2018). Context Matters: Revisiting the First Step of the 'Sequence of Prevention' of Sports Injuries. *Sports Medicine*, 48(10), 2227-2234.
- Bös, K. (2017). *Handbuch motorische Tests: sportmotorische Tests, motorische Funktionstests, Fragebögen zur körperlich-sportlichen Aktivität und sportpsychologische Diagnoseverfahren*: Hogrefe Verlag.
- Bowen, L., Gross, A. S., Gimpel, M., Bruce-Low, S., & Li, F.-X. (2020). Spikes in acute:chronic workload ratio (ACWR) associated with a 5–7 times greater injury rate in English Premier League football players: a comprehensive 3-year study. *British Journal of Sports Medicine*, 54(12), 731-738.
- Bowen, L., Gross, A. S., Gimpel, M., & Li, F.-X. (2017). Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *British Journal of Sports Medicine*, 51(5), 452-459.
- Bradley, P. S., & Ade, J. D. (2018). Are Current Physical Match Performance Metrics in Elite Soccer Fit for Purpose or is the Adoption of an Integrated Approach Needed? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-23.
- Bradley, P. S., Archer, D. T., Hogg, B., Schuth, G., Bush, M., Carling, C., & Barnes, C. (2016). Tier-specific evolution of match performance characteristics in the English Premier League: it's getting tougher at the top. *Journal of Sports Sciences*, 34(10), 980-987.
- Breiman, L., Friedman, J. H., Olshen, R. A., & Stone, C. J. (1984). Classification and regression trees. Belmont, CA: Wadsworth. *International Group*, 432, 151-166.
- Brenner, J. S., LaBella, C. R., Brookes, M. A., Diamond, A., Hennrikus, W., Kelly, A. K. W., LaBotz, M., Logan, K., Loud, K. J., & Moffatt, K. A. (2016). Sports specialization and intensive training in young athletes. *Pediatrics*, 138(3).

- Brink, M. S., Visscher, C., Arends, S., Zwerver, J., Post, W., & Lemmink, K. A. (2010). Monitoring stress and recovery: new insights for the prevention of injuries and illnesses in elite youth soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, *44*(11), 809-815.
- Brito, J., Malina, R. M., Seabra, A., Massada, J. L., Soares, J. M., Krustup, P., & Rebelo, A. (2012). Injuries in Portuguese youth soccer players during training and match play. *Journal of Athletic Training*, *47*(2), 191-197.
- Brown, L. E., & Weir, J. P. (2001). ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology Online*, *4*(3).
- Buchheit, M., Mendez-Villanueva, A., Simpson, B., & Bourdon, P. (2010). Match running performance and fitness in youth soccer. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(11), 818-825.
- 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.
- Butler, R. J., Plisky, P. J., Southers, C., Scoma, C., & Kiesel, K. B. (2010). Biomechanical analysis of the different classifications of the Functional Movement Screen deep squat test. *Sports Biomechanics*, *9*(4), 270-279.
- Caine, D., & Lindner, K. (1990). Preventing injury to young athletes. Part 1: Predisposing factors. *Canadian Association of Health, Physical Education and Recreation Journal*, *56*, 30-35.
- Cameron, M., Adams, R., & Maher, C. (2003). Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australian football. *Physical Therapy in Sport*, *4*(4), 159-166.
- Capranica, L., Cama, G., Fanton, F., Tessitore, A., & Figura, F. (1992). Force and power of preferred and non-preferred leg in young soccer players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *32*(4), 358-363.
- Capranica, L., Tessitore, A., Guidetti, L., & Figura, F. (2001). Heart rate and match analysis in pre-pubescent soccer players. *Journal of Sports Sciences*, *19*(6), 379-384.
- Carling, C., Bloomfield, J., Nelsen, L., & Reilly, T. (2008). The role of motion analysis in elite soccer. *Sports Medicine*, *38*(10), 839-862.
- Carling, C., Reilly, T., & Williams, A. M. (2007). *Handbook of soccer match analysis: A systematic approach to improving performance*. Routledge.
- Castagna, C., D'ottavio, S., & Abt, G. (2003). Activity profile of young soccer players during actual match play. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *17*(4), 775-780.
- Castagna, C., Manzi, V., Impellizzeri, F., Weston, M., & Alvarez, J. C. B. (2010). Relationship between endurance field tests and match performance in young soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(12), 3227-3233.

- Castellano, J., Alvarez-Pastor, D., & Bradley, P. S. (2014). Evaluation of research using computerised tracking systems (Amisco® and Prozone®) to analyse physical performance in elite soccer: A systematic review. *Sports Medicine*, 44(5), 701-712.
- Charnock, B. L., Lewis, C. L., Garrett, W. E., Jr., & Queen, R. M. (2009). Adductor longus mechanics during the maximal effort soccer kick. *Sports Biomechanics*, 8(3), 223-234.
- Chimera, N. J., & Warren, M. (2016). Use of clinical movement screening tests to predict injury in sport. *World Journal of Orthopedics*, 7(4), 202.
- Chin, M.-K., So, R., Yuan, Y., Li, R., & Wong, A. (1994). Cardiorespiratory fitness and isokinetic muscle strength of elite Asian junior soccer players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34(3), 250-257.
- Claudino, J. G., de Oliveira Capanema, D., de Souza, T. V., Serrão, J. C., Pereira, A. C. M., & Nassis, G. P. (2019). Current approaches to the use of artificial intelligence for injury risk assessment and performance prediction in team sports: a systematic review. *Sports Medicine-Open*, 5(1), 1-12.
- Clifton, D. R., Grooms, D. R., Hertel, J., & Onate, J. A. (2016). Predicting injury: challenges in prospective injury risk factor identification. *Journal of Athletic Training*, 51(8), 658-661.
- Cloke, D. J., Ansell, P., Avery, P., & Deehan, D. (2011). Ankle injuries in football academies: a three-centre prospective study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9), 702-708.
- Cloke, D. J., Spencer, S., Hodson, A., & Deehan, D. (2009). The epidemiology of ankle injuries occurring in English Football Association academies. *British Journal of Sports Medicine*, 43(14), 1119-1125.
- Cook, G., Burton, L., & Hoogenboom, B. (2006a). Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 1(2), 62-72.
- Cook, G., Burton, L., & Hoogenboom, B. (2006b). Pre-participation screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 2. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 1(3), 132-139.
- Cortes, N., & Onate, J. (2013). Clinical assessment of drop-jump landing for determination of risk for knee injury. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 18(3), 10-13.
- Croisier, J. L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J. M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1469-1475.
- Cuchna, J. W., Hoch, M. C., & Hoch, J. M. (2016). The interrater and intrarater reliability of the functional movement screen: A systematic review with meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, 19, 57-65.
- Dallinga, J. M., Benjaminse, A., & Lemmink, K. A. (2012). Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports Medicine*, 42(9), 791-815.

- Daneshjoo, A., Rahnama, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013). Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *Journal of Human Kinetics, 36*, 45-53.
- Danielsson, A., Horvath, A., Senorski, C., Alentorn-Geli, E., Garrett, W. E., Cugat, R., Samuelsson, K., & Hamrin Senorski, E. (2020). The mechanism of hamstring injuries—a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders, 21*(1), 1-21.
- Dauty, M., & Collon, S. (2011). Incidence of injuries in French professional soccer players. *International Journal of Sports Medicine, 32*(12), 965-969.
- Davidson, M., & Keating, J. (2014). Patient-reported outcome measures (PROMs): how should I interpret reports of measurement properties? A practical guide for clinicians and researchers who are not biostatisticians. *British Journal of Sports Medicine, 48*(9), 792-796.
- Davis, J., Brewer, J., & Atkin, D. (1992). Pre-season physiological characteristics of English first and second division soccer players. *Journal of Sports Sciences, 10*(6), 541-547.
- De Ridder, R., Witvrouw, E., Dolphens, M., Roosen, P., & Van Ginckel, A. (2017). Hip strength as an intrinsic risk factor for lateral ankle sprains in youth soccer players: a 3-season prospective study. *The American Journal of Sports Medicine, 45*(2), 410-416.
- Deehan, D., Bell, K., & McCaskie, A. (2007). Adolescent musculoskeletal injuries in a football academy. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume, 89*(1), 5-8.
- DeLang, M. D., Kondratek, M., DiPace, L. J., & Hew-Butler, T. (2017). Collegiate male soccer players exhibit between-limb symmetry in body composition, muscle strength, and range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy, 12*(7), 1087.
- Di Mascio, M., & Bradley, P. S. (2013). Evaluation of the most intense high-intensity running period in English FA premier league soccer matches. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 27*(4), 909-915.
- Di Salvo, V., Baron, R., Tschann, H., Montero, F. C., Bachl, N., & Pigozzi, F. (2007). Performance characteristics according to playing position in elite soccer. *International Journal of Sports Medicine, 28*(03), 222-227.
- Di Salvo, V., Gregson, W., Atkinson, G., Tordoff, P., & Drust, B. (2009). Analysis of high intensity activity in Premier League soccer. *International Journal of Sports Medicine, 30*(03), 205-212.
- Dingenen, B., Malfait, B., Nijs, S., Peers, K. H., Vereecken, S., Verschueren, S. M., & Staes, F. F. (2015). Can two-dimensional video analysis during single-leg drop vertical jumps help identify non-contact knee injury risk? A one-year prospective study. *Clinical Biomechanics, 30*(8), 781-787.
- DiStefano, L. J., Padua, D. A., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2009). Influence of age, sex, technique, and exercise program on movement patterns after an anterior cruciate ligament injury prevention program in youth soccer players. *The American Journal of Sports Medicine, 37*(3), 495-505.

- Dobberke, J., Baritello, O., Hadzic, M., Völler, H., Eichler, S., & Salzwedel, A. (2022). Test-retest reliability of center of pressure measures for postural control assessment in older cardiac patients. *Gait Posture*, *92*, 359-363.
- Donelon, T. A., Dos'Santos, T., Pitchers, G., Brown, M., & Jones, P. A. (2020). Biomechanical determinants of knee joint loads associated with increased anterior cruciate ligament loading during cutting: A systematic review and technical framework. *Sports Medicine-Open*, *6*(1), 1-21.
- Dorrel, B. S., Long, T., Shaffer, S., & Myer, G. D. (2015). Evaluation of the Functional Movement Screen as an Injury Prediction Tool Among Active Adult Populations: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health*, *7*(6), 532-537.
- Drouin, J. M., Valovich-mcLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, *91*(1), 22-29.
- Dubin, J. C., Comeau, D., McClelland, R. I., Dubin, R. A., & Ferrel, E. (2011). Lateral and syndesmotic ankle sprain injuries: a narrative literature review. *Journal of Chiropractical Medicine*, *10*(3), 204-219.
- Dudley, L. A., Smith, C. A., Olson, B. K., Chimera, N. J., Schmitz, B., & Warren, M. (2013). Interrater and intrarater reliability of the tuck jump assessment by health professionals of varied educational backgrounds. *Journal of Sports Medicine*, 1-5.
- Duhig, S., Shield, A. J., Opar, D., Gabbett, T. J., Ferguson, C., & Williams, M. (2016). Effect of high-speed running on hamstring strain injury risk. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(24), 1536-1540.
- Dvir, Z. (1996). An isokinetic study of combined activity of the hip and knee extensors. *Clinical Biomechanics*, *11*(3), 135-138.
- Edouard, P., & Ford, K. R. (2020). Great challenges toward sports injury prevention and rehabilitation. *Frontiers in Sports and Active Living*, *2*, 80.
- Eirale, C., Hamilton, B., Bisciotti, G., Grantham, J., & Chalabi, H. (2012). Injury epidemiology in a national football team of the Middle East. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *22*(3), 323-329.
- Eirale, C., Tol, J., Farooq, A., Smiley, F., & Chalabi, H. (2013). Low injury rate strongly correlates with team success in Qatari professional football. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(12), 807-808.
- Eklblom, B. (1986). Applied physiology of soccer. *Sports Medicine*, *3*(1), 50-60.
- Ekegren, C. L., Miller, W. C., Celebrini, R. G., Eng, J. J., & Macintyre, D. L. (2009). Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *39*(9), 665-674.
- Ekstrand, J., Hagglund, M., Kristenson, K., Magnusson, H., & Walden, 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.
- Ekstrand, J., Hagglund, M., & Walden, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 553-558.
- Emery, C. A., Meeuwisse, W. H., & Hartmann, S. E. (2005). Evaluation of risk factors for injury in adolescent soccer: implementation and validation of an injury surveillance system. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(12), 1882-1891.
- 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.
- Engin, D., & Arslan, S. (2020). Relationship Between Functional Movement Screen Scores and Musculoskeletal Injuries in Youth Male Soccer Players: One-year Retrospective Observation. *Journal of Basic and Clinical Health Sciences*, 4(3), 371-377.
- Ergün, M., Denerel, H. N., Binnet, M. S., & Ertat, K. A. (2013). Injuries in elite youth football players: a prospective three-year study. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 47(5), 339-346.
- Ergün, M., İşlegen, C., & Taşkıran, E. (2004). A cross-sectional analysis of sagittal knee laxity and isokinetic muscle strength in soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 25(08), 594-598.
- Farrell, M., & Richards, J. G. (1986). Analysis of the reliability and validity of the kinetic communicator exercise device. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 18(1), 44-49.
- Faude, O., Meyer, T., Federspiel, B., & Kindermann, W. (2009). Verletzungen im deutschen Profifussball--eine Analyse auf Basis von Medieninformationen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 60(6), 139.
- Faude, O., Rössler, R., Petushek, E. J., Roth, R., Zahner, L., & Donath, L. (2017). Neuromuscular Adaptations to Multimodal Injury Prevention Programs in Youth Sports: A Systematic Review with Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Frontiers in Physiology*, 8(791), 1-15.
- Fong, D. T., Chan, Y. Y., Mok, K. M., Yung, P., & Chan, K. M. (2009). Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 1, 14.
- Fonseca, S. T., Souza, T. R., Verhagen, E., van Emmerik, R., Bittencourt, N. F. N., Mendonça, L. D. M., Andrade, A. G. P., Resende, R. A., & Ocarino, J. M. (2020). Sports Injury Forecasting and Complexity: A Synergetic Approach. *Sports Medicine*, 50(10), 1757-1770.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(11), 2021-2028.

- Fousekis, K., Tsepis, E., Poulmedis, P., Athanasopoulos, S., & Vagenas, G. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9), 709-714.
- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(3), 364-373.
- Fox, A. S. (2018). Change-of-direction biomechanics: is what's best for anterior cruciate ligament injury prevention also best for performance? *Sports Medicine*, 48(8), 1799-1807.
- Fox, A. S., Bonacci, J., McLean, S. G., Spittle, M., & Saunders, N. (2016). A systematic evaluation of field-based screening methods for the assessment of anterior cruciate ligament (ACL) injury risk. *Sports Medicine*, 46(5), 715-735.
- Fransz, D., Huurnink, A., Kingma, I., & van Dieën, J. (2014). How does postural stability following a single leg drop jump landing task relate to postural stability during a single leg stance balance task? *Journal of Biomechanics*, 47(12), 3248-3253.
- Freckleton, G., & Pizzari, T. (2012). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 351-358.
- Friedman, J., Hastie, T., & Tibshirani, R. (2010). Regularization paths for generalized linear models via coordinate descent. *Journal of Statistical Software*, 33(1), 1.
- Frisch, A., Urhausen, A., Seil, R., Croisier, J.-L., Windal, T., & Theisen, D. (2011). Association between preseason functional tests and injuries in youth football: A prospective follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), e468-e476.
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., Hagglund, M., McCrory, P., & Meeuwisse, W. H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 40(3), 193-201.
- Fuller, E. A. (1999). Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(6), 278-291.
- Gerodimos, V., Mandou, V., Zafeiridis, A., & Ioakimidis, P. (2003). Isokinetic peak torque and hamstring/quadriceps ratios in young basketball players: effects of age, velocity, and contraction mode. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43(4), 444.
- Giza, E., & Micheli, L. J. (2005). Soccer injuries. *Medicine and Sport Science*, 49, 140-169.
- Goto, H., Morris, J. G., & Nevill, M. E. (2015). Motion analysis of U11 to U16 elite English Premier League Academy players. *Journal of Sports Sciences*, 33(12), 1248-1258.
- Granacher, U., Bridenbaugh, S. A., Muehlbauer, T., Wehrle, A., & Kressig, R. W. (2011). Age-Related Effects on Postural Control under Multi-Task Conditions. *Gerontology*, 57(3), 247-255.

- Granacher, U., & Gollhofer, A. (2011). Is there an association between variables of postural control and strength in adolescents? *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(6), 1718-1725.
- Gribble, P. A., Hertel, J., & Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47(3), 339-357.
- Gribble, P. A., Terada, M., Beard, M. Q., Kosik, K. B., Lopley, A. S., McCann, R. S., Pietrosimone, B. G., & Thomas, A. C. (2016). Prediction of lateral ankle sprains in football players based on clinical tests and body mass index. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 460-467.
- Gronwald, T., Klein, C., Hoenig, T., Pietzonka, M., Bloch, H., Edouard, P., & Hollander, K. (2022). Hamstring injury patterns in professional male football (soccer): a systematic video analysis of 52 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 56(3), 165-171.
- Grosser, M., Starischka, S., & Zimmermann, E. (2014). *Das neue Konditionstraining*: BLV Buchverlag GmbH & Company KG.
- Guskiewicz, K. M., & Perrin, D. H. (1996). Research and clinical applications of assessing balance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(1), 45-63.
- Hadzic, V., Sattler, T., Topole, E., Jarnovic, Z., Burger, H., & Dervisevic, E. (2009). Risk factors for ankle sprain in volleyball players: a preliminary analysis. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(3), 155-160.
- 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.
- Harley, J. A., Barnes, C. A., Portas, M., Lovell, R., Barrett, S., Paul, D., & Weston, M. (2010). Motion analysis of match-play in elite U12 to U16 age-group soccer players. *Journal of Sports Sciences*, 28(13), 1391-1397.
- Hawkins, D., & Metheny, J. (2001). Overuse injuries in youth sports: biomechanical considerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(10), 1701-1707.
- Hawkins, R. D., Hulse, M. A., Wilkinson, C., Hodson, A., & Gibson, M. (2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British Journal of Sports Medicine*, 35(1), 43-47.
- Hayen, A., Dennis, R. J., & Finch, C. F. (2007). Determining the intra-and inter-observer reliability of screening tools used in sports injury research. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(4), 201-210.
- Hegedus, E., McDonough, S. M., Bleakley, C., Baxter, D., & Cook, C. (2015). Clinician-friendly lower extremity physical performance tests in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury. Part 2—the tests for the hip, thigh, foot and ankle including the star excursion balance test. *British Journal of Sports Medicine*, 49(10), 649-656.

- Hegedus, E. J., McDonough, S., Bleakley, C., Cook, C. E., & Baxter, G. D. (2014). Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(10), 642-648.
- Helgerud, J., Engen, L. C., Wisløff, U., & Hoff, J. (2001). Aerobic endurance training improves soccer performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *33*(11), 1925-1931.
- Henriquez, M., Sumner, J., Faherty, M., Sell, T., & Bent, B. (2020). Machine Learning to Predict Lower Extremity Musculoskeletal Injury Risk in Student Athletes. *Frontiers in Sports and Active Living*, *2*.
- Herrington, L., Myer, G. D., & Munro, A. (2013). Intra and inter-tester reliability of the tuck jump assessment. *Physical Therapy in Sport*, *14*(3), 152-155.
- Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, *37*(4), 364.
- Hertel, J., Miller, S. J., & Denegar, C. R. (2000). Intratester and intertester reliability during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, *9*(2), 104-116.
- Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, *27*(6), 699-706.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, *33*(4), 492-501.
- Hiller, C. E., Nightingale, E. J., Lin, C.-W. C., Coughlan, G. F., Caulfield, B., & Delahunt, E. (2011). Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(8), 660-672.
- Hislop, H. J., & Perrine, J. (1967). The isokinetic concept of exercise. *Physical Therapy*, *47*(1), 114-117.
- Hjelm, N., Werner, S., & Renstrom, P. (2012). Injury risk factors in junior tennis players: a prospective 2-year study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *22*(1), 40-48.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, *30*(1), 1-15.
- Hughes, G., & Watkins, J. (2006). A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. *Sports Medicine*, *36*(5), 411-428.
- Hulme, A., & Finch, C. F. (2015). From monocausality to systems thinking: a complementary and alternative conceptual approach for better understanding the development and prevention of sports injury. *Injury Epidemiology*, *2*(1), 31.

- Inklaar, H., Bol, E., Schmikli, S. L., & Mosterd, W. (1996). Injuries in male soccer players: team risk analysis. *International Journal of Sports Medicine*, 17(03), 229-234.
- Ireland, M. L. (1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *Journal of Athletic Training*, 34(2), 150.
- Ireland, M. L. (2002). The female ACL: why is it more prone to injury? *Orthopedic Clinics*, 33(4), 637-651.
- James, N. (2006). The role of notational analysis in soccer coaching. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 1(2), 185-198.
- Junge, A., Cheung, K., Edwards, T., & Dvorak, J. (2004). Injuries in youth amateur soccer and rugby players—comparison of incidence and characteristics. *British Journal of Sports Medicine*, 38(2), 168-172.
- Junge, A., Chomiak, J., & Dvorak, J. (2000). Incidence of football injuries in youth players. Comparison of players from two European regions. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5 Suppl), S47-50.
- Junge, A., & Dvorak, J. (2004). Soccer injuries: a review on incidence and prevention. *Sports Medicine*, 34(13), 929-938.
- Junge, A., Rosch, D., Peterson, L., Graf-Baumann, T., & Dvorak, J. (2002). Prevention of soccer injuries: a prospective intervention study in youth amateur players. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(5), 652-659.
- Kea, J., Kramer, J., Forwell, L., & Birmingham, T. (2001). Hip abduction-adduction strength and one-leg hop tests: test-retest reliability and relationship to function in elite ice hockey players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(8), 446-455.
- Keller, M., & Kurz, E. (2016). Zurück zum Pre Injury Level nach Verletzungen der unteren Extremität—eine Einteilung funktioneller Assessments. *Manuelletherapie*, 20(01), 16-18.
- Keller, M., Kurz, E., Schmidlein, O., Welsch, G., & Anders, C. (2016). Interdisziplinäre Beurteilungskriterien für die Rehabilitation nach Verletzungen an der unteren Extremität: Ein funktionsbasierter Return to Activity Algorithmus. *Sportverletzung-Sportschaden*, 30(01), 38-49.
- Kellis, E., & Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(2), 154.
- Kellis, E., Katis, A., & Gissis, I. (2004). Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 1017-1028.
- Kipp, K., McLean, S. G., & Palmieri-Smith, R. M. (2011). Patterns of hip flexion motion predict frontal and transverse plane knee torques during a single-leg land-and-cut maneuver. *Clinical Biomechanics*, 26(5), 504-508.

- Kivlan, B. R., Carcia, C. R., Clemente, F. R., Phelps, A. L., & Martin, R. L. (2013). Reliability and validity of functional performance tests in dancers with hip dysfunction. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(4), 360.
- Klein, C., Luig, P., Henke, T., Bloch, H., & Platen, P. (2021). Nine typical injury patterns in German professional male football (soccer): a systematic visual video analysis of 345 match injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 55(7), 390-396.
- Ko, J., Rosen, A. B., & Brown, C. N. (2018). Functional performance tests identify lateral ankle sprain risk: a prospective pilot study in adolescent soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(12), 2611-2616.
- Kolodziej, M., Beck, A., & Jaitner, T. (2019). Verletzungsprädiktion: Nicht alle Wege führen nach Rom! *Sportphysio*, 7(02), 67-73.
- Kolodziej, M., & Jaitner, T. (2018). Single Functional Movement Screen items as main predictors of injury risk in amateur male soccer players. *German Journal of Exercise and Sport Research*, 48(3), 349-357.
- Kolodziej, M., Tilly, S., Jaitner, T. (2019). *Test-retest reliability of isometric muscle strength measurement for hip adductors and abductors*. XXVIII Isokinetic Medical Group Conference, London.
- Koshino, Y., Ishida, T., Yamanaka, M., Samukawa, M., Kobayashi, T., & Tohyama, H. (2017). Toe-in landing increases the ankle inversion angle and moment during single-leg landing: implications in the prevention of lateral ankle sprains. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(6), 530-535.
- Kraus, K., Schutz, E., Taylor, W. R., & Doyscher, R. (2014). Efficacy of the functional movement screen: a review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(12), 3571-3584.
- Kristianslund, E., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2011). Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *Journal of Biomechanics*, 44(14), 2576-2578.
- Kubo, T., Muramatsu, M., Hoshikawa, Y., & Kanehisa, H. (2010). Profiles of trunk and thigh muscularity in youth and professional soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(6), 1472-1479.
- Kucera, K., Marshall, S., Kirkendall, D., Marchak, P., & Garrett, W. (2005). Injury history as a risk factor for incident injury in youth soccer. *British Journal of Sports Medicine*, 39(7), 462.
- 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.
- Le Gall, F., Carling, C., Reilly, T., Vandewalle, H., Church, J., & Rochcongar, P. (2006). Incidence of injuries in elite French youth soccer players: a 10-season study. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(6), 928-938.
- Lee, J. W. Y., Mok, K. M., Chan, H. C. K., Yung, P. S. H., & Chan, K. M. (2018). Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for

- hamstring strain injury in football: A prospective study of 146 professional players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(8), 789-793.
- Lees, A., Asai, T., Andersen, T. B., Nunome, H., & Sterzing, T. (2010). The biomechanics of kicking in soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 28(8), 805-817.
- Lees, A., Steward, I., Rahnama, N., & Barton, G. (2009). Lower limb function in the maximal instep kick in soccer *Contemporary Sport, Leisure and Ergonomics*, 161-172.
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934.
- Lehnert, M., Croix, M. D. S., Šťastný, P., Maixnerová, E., Zaatari, A., Botek, M., Vařeková, R., Hůlka, K., Petr, M., & Elfmark, M. (2019). *The influence of fatigue on injury risk in male youth soccer*: Palacký University Olomouc.
- Levine, D., Klein, A., & Morrissey, M. (1991). Reliability of isokinetic concentric closed kinematic chain testing of the hip and knee extensors. *Isokinetics and Exercise Science*, 1(3), 146-152.
- Lienhard, K., Lauermann, S. P., Schneider, D., Item-Glatthorn, J. F., Casartelli, N. C., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity and reliability of isometric, isokinetic and isoinertial modalities for the assessment of quadriceps muscle strength in patients with total knee arthroplasty. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1283-1288.
- Lloyd, R. S., & Oliver, J. L. (2012). The youth physical development model: A new approach to long-term athletic development. *Strength & Conditioning Journal*, 34(3), 61-72.
- Lohmander, L. S., Englund, P. M., Dahl, L. L., & Roos, E. M. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1756-1769.
- López-Valenciano, A., Ayala, F., Puerta, J. M., Croix, M. D. S., Vera-García, F., Hernández-Sánchez, S., Ruiz-Pérez, I., & Myer, G. (2018). A preventive model for muscle injuries: a novel approach based on learning algorithms. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(5), 915.
- Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., & Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 27(6), 346-353.
- Maffulli, N. (1990). Intensive training in young athletes. *Sports Medicine*, 9(4), 229-243.
- Malina, R. (2001). Youth football players: perspectives from growth and maturation. *Insight*(1), 5.
- Malina, R., Bouchard, C., & Bar-Or, O. (2004a). Timing and sequence of changes during adolescence. *Growth, Maturation, and Physical activity*, 307-333.
- Malina, R. M., Eisenmann, J. C., Cumming, S. P., Ribeiro, B., & Aroso, J. (2004b). Maturity-associated variation in the growth and functional capacities of youth football (soccer) players 13-15 years. *European Journal of Applied Physiology*, 91(5-6), 555-562.

- Malina, R. M., Reyes, M. P., Eisenmann, J., Horta, L., Rodrigues, J., & Miller, R. (2000). Height, mass and skeletal maturity of elite Portuguese soccer players aged 11–16 years. *Journal of Sports Sciences, 18*(9), 685-693.
- Maly, T., Zahalka, F., & Mala, L. (2016). Unilateral and Ipsilateral Strength Asymmetries in Elite Youth Soccer Players With Respect to Muscle Group and Limb Dominance. *International Journal of Morphology, 34*(4), 1339-1344.
- Mandelbaum, B., & Putukian, M. (1999). Medical concerns and specificities in female soccer players. *Science & Sports, 14*(5), 254-260.
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T., & Garrett Jr, W. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine, 33*(7), 1003-1010.
- Masuda, K., Kikuhara, N., Demura, S., Katsuta, S., & Yamanaka, K. (2005). Relationship between muscle strength in various isokinetic movements and kick performance among soccer players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 45*(1), 44.
- McCall, A., Carling, C., Nedelec, M., Davison, M., Le Gall, F., Berthoin, S., & Dupont, G. (2014). Risk factors, testing and preventative strategies for non-contact injuries in professional football: current perceptions and practices of 44 teams from various premier leagues. *British Journal of Sports Medicine, 48*(18), 1352-1357.
- McCall, A., Fanchini, M., & Coutts, A. J. (2017). Prediction: The Modern-Day Sport-Science and Sports-Medicine “Quest for the Holy Grail”. *International Journal of Sports Physiology and Performance, 12*(5), 704-706.
- McCunn, R., aus der Fünten, K., Fullagar, H. H. K., McKeown, I., & Meyer, T. (2016). Reliability and Association with Injury of Movement Screens: A Critical Review. *Sports Medicine, 1*-19.
- McGuine, T. A., Greene, J. J., Best, T., & Levenson, G. (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine, 10*(4), 239-244.
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2008). Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *Journal of Athletic Training, 43*(3), 293-304.
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing Causation in Sport Injury: A Multifactorial Model. *Clinical Journal of Sport Medicine, 4*(3), 166-170.
- Meeuwisse, W. H., Tyreman, H., Hagel, B., & Emery, C. (2007). A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clinical Journal of Sport Medicine, 17*(3), 215-219.
- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., Idoate, F., & Myer, G. D. (2013). Rectus femoris muscle injuries in football: a clinically relevant review of mechanisms of injury, risk factors and preventive strategies. *British Journal of Sports Medicine, 47*(6), 359-366.

- Mendiguchia, J., Castaño-Zambudio, A., Jiménez-Reyes, P., Morin, J. B., Edouard, P., Conceição, F., Tawiah-Dodoo, J., & Colyer, S. L. (2021a). Can We Modify Maximal Speed Running Posture? Implications for Performance and Hamstring Injury Management. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1(aop), 1-10.
- Mendiguchia, J., Gonzalez De la Flor, A., Mendez-Villanueva, A., Morin, J.-B., Edouard, P., & Garrues, M. A. (2021b). Training-induced changes in anterior pelvic tilt: potential implications for hamstring strain injuries management. *Journal of Sports Sciences*, 39(7), 760-767.
- Meyer, C., Corten, K., Wesseling, M., Peers, K., Simon, J.-P., Jonkers, I., & Desloovere, K. (2013). Test-retest reliability of innovated strength tests for hip muscles. *PloS One*, 8(11), e81149.
- Meylan, C., Cronin, J., Oliver, J., & Hughes, M. (2010). Talent identification in soccer: The role of maturity status on physical, physiological and technical characteristics. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 5(4), 571-592.
- Milner, C. E., Westlake, C. G., & Tate, J. J. (2011). Test-retest reliability of knee biomechanics during stop jump landings. *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1814-1816.
- Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 21(7), 519-528.
- Mok, K.-M., Petushek, E., & Krosshaug, T. (2016). Reliability of knee biomechanics during a vertical drop jump in elite female athletes. *Gait & Posture*, 46, 173-178.
- Mok, K. M., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2018). Reliability of lower limb biomechanics in two sport-specific sidestep cutting tasks. *Sports Biomechanics*, 17(2), 157-167.
- Moore, O., Cloke, D. J., Avery, P. J., Beasley, I., & Deehan, D. J. (2011). English Premiership Academy knee injuries: lessons from a 5 year study. *Journal of Sports Sciences*, 29(14), 1535-1544.
- Moran, R. W., Schneiders, A. G., Major, K. M., & Sullivan, S. J. (2016). How reliable are Functional Movement Screening scores? A systematic review of rater reliability. *British Journal of Sports Medicine*, 50(9), 527-536.
- Moran, R. W., Schneiders, A. G., Mason, J., & Sullivan, S. J. (2017). Do Functional Movement Screen (FMS) composite scores predict subsequent injury? A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(23), 1661-1669.
- Mujika, I., Spencer, M., Santisteban, J., Goiriena, J. J., & Bishop, D. (2009). Age-related differences in repeated-sprint ability in highly trained youth football players. *Journal of Sports Sciences*, 27(14), 1581-1590.
- Müller-Wohlfahrt, H.-W., Ueblacker, P., & Hänsel, L. (2014). *Muskelverletzungen im Sport*: Georg Thieme Verlag.

- Munn, J., Beard, D. J., Refshauge, K. M., & Lee, R. W. (2002). Do functional-performance tests detect impairment in subjects with ankle instability? *Journal of Sport Rehabilitation, 11*(1), 40-50.
- Murphy, D., Connolly, D., & Beynnon, B. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine, 37*(1), 13-29.
- Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2008). Tuck jump assessment for reducing anterior cruciate ligament injury risk. *Athletic Therapy Today: The Journal for Sports Health Care Professionals, 13*(5), 39.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Khoury, J., Succop, P., & Hewett, T. E. (2010). Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine, 38*(10), 2025-2033.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Khoury, J., Succop, P., & Hewett, T. E. (2011). Biomechanics laboratory-based prediction algorithm to identify female athletes with high knee loads that increase risk of ACL injury. *British Journal of Sports Medicine, 45*(4), 245-252.
- Myer, G. D., Ford, K. R., McLean, S. G., & Hewett, T. E. (2006). The effects of plyometric versus dynamic stabilization and balance training on lower extremity biomechanics. *The American Journal of Sports Medicine, 34*(3), 445-455.
- Nassis, G. P. (2017). Leadership in science and medicine: can you see the gap? *Medicine and Science in Football, 1*(3), 195-196.
- Naughton, G., Farpour-Lambert, N. J., Carlson, J., Bradney, M., & Van Praagh, E. (2000). Physiological issues surrounding the performance of adolescent athletes. *Sports Medicine, 30*(5), 309-325.
- Nielsen, R. O., Bertelsen, M. L., Ramskov, D., Møller, M., Hulme, A., Theisen, D., Finch, C. F., Fortington, L. V., Mansournia, M. A., & Parner, E. T. (2019a). Time-to-event analysis for sports injury research part 1: time-varying exposures. *British Journal of Sports Medicine, 53*(1), 61-68.
- Nielsen, R. O., Bertelsen, M. L., Ramskov, D., Møller, M., Hulme, A., Theisen, D., Finch, C. F., Fortington, L. V., Mansournia, M. A., & Parner, E. T. (2019b). Time-to-event analysis for sports injury research part 2: time-varying outcomes. *British Journal of Sports Medicine, 53*(1), 70-78.
- Nilsson, T., Östenberg, A. H., & Alricsson, M. (2016). Injury profile among elite male youth soccer players in a Swedish first league. *Journal of Exercise Rehabilitation, 12*(2), 83.
- Norcross, M. F., Lewek, M. D., Padua, D. A., Shultz, S. J., Weinhold, P. S., & Blackburn, J. T. (2013). Lower Extremity Energy Absorption and Biomechanics During Landing, Part I: Sagittal-Plane Energy Absorption Analyses. *Journal of Athletic Training, 48*(6), 748-756.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*: Lippincott Williams & Wilkins.

- Oliveira, A., Barbieri, F., & Gonçalves, M. (2013). Flexibility, torque and kick performance in soccer: Effect of dominance. *Science & Sports, 28*(3), e67-e70.
- Oliver, J. L., Ayala, F., De Ste Croix, M. B. A., Lloyd, R. S., Myer, G. D., & Read, P. J. (2020). Using machine learning to improve our understanding of injury risk and prediction in elite male youth football players. *Journal of Science and Medicine in Sport, 23*(11), 1044-1048.
- Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., & Shultz, S. J. (2002). Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training, 37*(4), 501.
- Onate, J., Cortes, N., Welch, C., & Van Lunen, B. (2010). Expert versus novice interrater reliability and criterion validity of the landing error scoring system. *Journal of Sport Rehabilitation, 19*(1), 41-56.
- Opar, D., Williams, M., Timmins, R., Hickey, J., Duhig, S., & Shield, A. (2015). Eccentric hamstring strength and hamstring injury risk in Australian footballers. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 47*(4), 857-865.
- Orchard, J., Marsden, J., Lord, S., & Garlick, D. (1997). Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *The American Journal of Sports Medicine, 25*(1), 81-85.
- Orchard, J. W. (2001). Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in Australian football. *The American Journal of Sports Medicine, 29*(3), 300-303.
- Owoeye, O. B., VanderWey, M. J., & Pike, I. (2020). Reducing injuries in soccer (football): an umbrella review of best evidence across the epidemiological framework for prevention. *Sports Medicine-Open, 6*(1), 1-8.
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training, 41*(3), 294.
- Padua, D. A., Boling, M. C., Distefano, L. J., Onate, J. A., Beutler, A. I., & Marshall, S. W. (2011). Reliability of the landing error scoring system-real time, a clinical assessment tool of jump-landing biomechanics. *Journal of Sport Rehabilitation, 20*(2), 145-156.
- Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., de la Motte, S. J., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2015). The Landing Error Scoring System as a Screening Tool for an Anterior Cruciate Ligament Injury-Prevention Program in Elite-Youth Soccer Athletes. *Journal of Athletic Training, 50*(6), 589-595.
- Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., Jr., & Beutler, A. I. (2009). The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *The American Journal of Sports Medicine, 37*(10), 1996-2002.
- Pálfai, J. (1970). *Moderne Methoden im Fußball-Training*: Bartels & Wernitz.
- Papaiakovou, G., Giannakos, A., Michailidis, C., Patikas, D., Bassa, E., Kalopisis, V., Anthrakidis, N., & Kotzamanidis, C. (2009). The effect of chronological age and gender

- on the development of sprint performance during childhood and puberty. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(9), 2568-2573.
- Pappas, E., Nightingale, E. J., Simic, M., Ford, K. R., Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2015). Do exercises used in injury prevention programmes modify cutting task biomechanics? A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(10), 673-680.
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968-1978.
- Patterson, L. A., & Spivey, W. E. (1992). Validity and reliability of the LIDO active isokinetic system. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 15(1), 32-36.
- Pau, M., Arippa, F., Leban, B., Corona, F., Ibba, G., Todde, F., & Scorcu, M. (2015). Relationship between static and dynamic balance abilities in Italian professional and youth league soccer players. *Physical Therapy in Sport*, 16(3), 236-241.
- Peterson, L., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T., & Dvorak, J. (2000). Incidence of football injuries and complaints in different age groups and skill-level groups. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5 Suppl), 51-57.
- Pfiffmann, D., Herbst, M., Ingelfinger, P., Simon, P., & Tug, S. (2016). Analysis of Injury Incidences in Male Professional Adult and Elite Youth Soccer Players: A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 51(5), 410-424.
- 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.
- Philippe, P., & Mansi, O. (1998). Nonlinearity in the epidemiology of complex health and disease processes. *Theoretical Medicine and Bioethics*, 19(6), 591-607.
- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT*, 4(2), 92.
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(12), 911-919.
- Plsek, P. E., & Greenhalgh, T. (2001). Complexity science: The challenge of complexity in health care. *BMJ*, 323(7313), 625-628.
- Pollard, C. D., Sigward, S. M., Ota, S., Langford, K., & Powers, C. M. (2006). The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(3), 223-227.

- Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, 25(2), 142-146.
- Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2009). *Foundations of clinical research: applications to practice* (Vol. 892): Pearson/Prentice Hall Upper Saddle River, NJ.
- Price, R., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), 466-471.
- Quatman, C. E., Quatman, C. C., & Hewett, T. E. (2009). Prediction and prevention of musculoskeletal injury: a paradigm shift in methodology. *British Journal of Sports Medicine*, 43(14), 1100-1107.
- Rafeuddin, R., Sharir, R., Staes, F., Dingenen, B., George, K., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2016). Mapping current research trends on neuromuscular risk factors of non-contact ACL injury. *Physical Therapy in Sport*, 22, 101-113.
- Rahnama, N., Lees, A., & Bambaecichi, E. (2005). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, 48(11-14), 1568-1575.
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., & Graham-Smith, P. (2003). Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Science*, 21(11), 933-942.
- Raisanen, A. M., Arkkila, H., Vasankari, T., Steffen, K., Parkkari, J., Kannus, P., Forsman, H., & Pasanen, K. (2018). Investigation of knee control as a lower extremity injury risk factor: A prospective study in youth football. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(9), 2084-2092.
- Rampinini, E., Coutts, A. J., Castagna, C., Sassi, R., & Impellizzeri, F. (2007). Variation in top level soccer match performance. *International Journal of Sports Medicine*, 28(12), 1018-1024.
- Randers, M. B., Mujika, I., Hewitt, A., Santisteban, J., Bischoff, R., Solano, R., Zubillaga, A., Peltola, E., Krustup, P., & Mohr, M. (2010). Application of four different football match analysis systems: A comparative study. *Journal of Sports Sciences*, 28(2), 171-182.
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2018). A prospective investigation to evaluate risk factors for lower extremity injury risk in male youth soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(3), 1244-1251.
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2016). Neuromuscular Risk Factors for Knee and Ankle Ligament Injuries in Male Youth Soccer Players. *Sports Medicine*, 46(8), 1059-1066.
- Read, P. J., Oliver, J. L., Myer, G. D., Farooq, A., De Ste Croix, M., & Lloyd, R. S. (2020). Utility of the anterior reach Y-BALANCE test as an injury risk screening tool in elite male youth soccer players. *Physical Therapy in Sport*, 45, 103-110.

- Rebello, A., Brito, J., Seabra, A., Oliveira, J., & Krstrup, P. (2014). Physical match performance of youth football players in relation to physical capacity. *European Journal of Sport Science*, *14*(sup1), 148-156.
- Reilly, T. (1976). A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play. *Journal of Human Movement Studies*, *2*, 87-97.
- Reilly, T. (2006). *The science of training—soccer: A scientific approach to developing strength, speed and endurance*: Routledge.
- Reilly, T., Williams, A. M., Nevill, A., & Franks, A. (2000). A multidisciplinary approach to talent identification in soccer. *Journal of Sports Science*, *18*(9), 695-702.
- Renshaw, A., & Goodwin, P. C. (2016). Injury incidence in a Premier League youth soccer academy using the consensus statement: a prospective cohort study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, *2*(1), 1-6.
- Riemann, B. L., Caggiano, N. A., & Lephart, S. M. (1999a). Examination of a Clinical method of Assessing Postural Control during a Functional Performance Task. *Journal of Sport Rehabilitation*, *8*, 171-183.
- Riemann, B. L., Guskiewicz, K. M., & Shields, E. W. (1999b). Relationship between clinical and forceplate measures of postural stability. *Journal of Sport Rehabilitation*, *8*, 71-82.
- Rienzi, E., Drust, B., Reilly, T., Carter, J. E. L., & Martin, A. (2000). Investigation of anthropometric and work-rate profiles of elite South American international soccer players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *40*(2), 162.
- Ringhof, S., & Stein, T. (2018). Biomechanical assessment of dynamic balance: Specificity of different balance tests. *Human Movement Science*, *58*, 140-147.
- Ristolainen, L., Kettunen, J. A., Kujala, U. M., & Heinonen, A. (2012). Sport injuries as the main cause of sport career termination among Finnish top-level athletes. *European Journal of Sport Science*, *12*(3), 274-282.
- Rommers, N., Rössler, R., Verhagen, E., Vandecasteele, F., Verstockt, S., Vaeyens, R., Lenoir, M., D'Hondt, E., & Witvrouw, E. (2020). A Machine Learning Approach to Assess Injury Risk in Elite Youth Football Players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *52*(8), 1745-1751.
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., & Yu, B. (2005). Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *Journal of Athletic Training*, *40*(4), 298-304.
- Rossi, A., Pappalardo, L., Cintia, P., Iaia, F. M., Fernández, J., & Medina, D. (2018). Effective injury forecasting in soccer with GPS training data and machine learning. *PloS One*, *13*(7), 1-15.
- Rossi, A., Pappalardo, L., Cintia, P., Iaia, M., Fernández, J., & Medina, D. (2017). Effective injury prediction in professional soccer with GPS data and machine learning. *Stat*, *1050*, 23.

- Rössler, R., Junge, A., Chomiak, J., Němec, K., Dvorak, J., Lichtenstein, E., & Faude, O. (2018). Risk factors for football injuries in young players aged 7 to 12 years. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(3), 1176-1182.
- Ruddy, J., Shield, A., Maniar, N., Williams, M., Duhig, S., Timmins, R., Hickey, J., Bourne, M., & Opar, D. (2018). Predictive modeling of hamstring strain injuries in elite Australian footballers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(5), 906-914.
- Ruddy, J. D., Cormack, S. J., Whiteley, R., Williams, M. D., Timmins, R. G., & Opar, D. A. (2019). Modeling the risk of team sport injuries: a narrative review of different statistical approaches. *Frontiers in Physiology*, 10, 829.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions—a systematic review of the literature. *Gait & Posture*, 32(4), 436-445.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European Spine Journal*, 20(3), 358-368.
- Rumpf, M. C., & Cronin, J. (2012). Injury incidence, body site, and severity in soccer players aged 6–18 years: implications for injury prevention. *Strength & Conditioning Journal*, 34(1), 20-31.
- Safran, M. R., Benedetti, R. S., Bartolozzi 3rd, A., & Mandelbaum, B. R. (1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(7 Suppl), 429-437.
- Sarmiento, H., Marcelino, R., Anguera, M. T., Campaniço, J., Matos, N., & Leitão, J. C. (2014). Match analysis in football: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 32(20), 1831-1843.
- Schmikli, S. L., De Vries, W. R., Inklaar, H., & Backx, F. J. (2011). Injury prevention target groups in soccer: injury characteristics and incidence rates in male junior and senior players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(3), 199-203.
- Schroeder, J., Wellmann, K., Stein, D., & Braumann, K. M. (2016). The Functional Movement Screen for Injury Prediction in Male Amateur Football. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 67, 39-43.
- Sell, T. C., Ferris, C. M., Abt, J. P., Tsai, Y. S., Myers, J. B., Fu, F. H., & Lephart, S. M. (2007). Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic Research*, 25(12), 1589-1597.
- Serner, A., & Mosler, A. B. (2019). Mechanisms of acute adductor longus injuries in male football players: a systematic visual video analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 53(3), 158-164.
- 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.

- Shimada, H., Obuchi, S., Kamide, N., Shiba, Y., Okamoto, M., & Kakurai, S. (2003). Relationship with dynamic balance function during standing and walking. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(7), 511-516.
- Shmueli, G. (2010). To explain or to predict? *Statistical Science*, 25(3), 289-310.
- Siegle, M., Geisel, M., & Lames, M. (2012). Zur Aussagekraft von Positions- und Geschwindigkeitsdaten im Fußball. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 63(9).
- Sieland, J., Krause, F., Kalo, K., Wilke, J., Vogt, L., Banzer, W., & Niederer, D. (2020). Injuries and functional performance status in young elite football players: a prospective 2-year monitoring. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(10), 1363-1370.
- Smith, H. C., Johnson, R. J., Shultz, S. J., Tourville, T., Holterman, L. A., Slauterbeck, J., Vacek, P. M., & Beynon, B. D. (2012). A prospective evaluation of the Landing Error Scoring System (LESS) as a screening tool for anterior cruciate ligament injury risk. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(3), 521-526.
- Smoliga, J. M., & Zavorsky, G. S. (2017). Team Logo Predicts Concussion Risk. *Epidemiology*, 28(5), 753-757.
- Soderman, K., Alfredson, H., Pietila, T., & Werner, S. (2001). Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 9(5), 313-321.
- Stern, B. D., Hegedus, E. J., & Lai, Y.-C. (2020). Injury prediction as a non-linear system. *Physical Therapy in Sport*, 41, 43-48.
- Stolen, T., Chamari, K., Castagna, C., & Wisloff, U. (2005). Physiology of soccer: an update. *Sports Medicine*, 35(6), 501-536.
- Stovitz, S. D., Verhagen, E., & Shrier, I. (2019). Distinguishing between causal and non-causal associations: implications for sports medicine clinicians. *British Journal of Sports Medicine*, 53(7), 398-399.
- Strøyer, J., Hansen, L., & Klausen, K. (2004). Physiological profile and activity pattern of young soccer players during match play. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(1), 168-174.
- Strudwick, A. (2016). *Soccer Science: Human Kinetics*.
- Strudwick, T., & Reilly, T. (2001). Work-rate profiles of elite Premier League football players. *Insight*, 2(2), 28-29.
- Taylor, J. B., Waxman, J. P., Richter, S. J., & Shultz, S. J. (2015). Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(2), 79-87.
- Teplan, J., Malý, T., Zahálka, F., Hráský, P., Malá, L., & Heller, J. (2012). The level and differences of aerobic capacity in three different young soccer teams in the U17 category. *Sport Science*, 5(1), 43-48.

- Thatcher, R., & Batterham, A. (2004). Development and validation of a sport-specific exercise protocol for elite youth soccer players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(1), 15.
- Thomas, J. R., Martin, P., Etnier, J., & Silverman, S. J. (2022). *Research Methods in Physical Activity: Human kinetics*.
- Thorborg, K., Branci, S., Nielsen, M. P., Tang, L., Nielsen, M. B., & Hölmich, P. (2014). Eccentric and isometric hip adduction strength in male soccer players with and without adductor-related groin pain: an assessor-blinded comparison. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(2), 1-7.
- Tibshirani, R. (1996). Regression shrinkage and selection via the lasso. *Journal of the Royal Statistical Society: Series B (Methodological)*, 58(1), 267-288.
- Timm, K. E., Gennrich, P., Burns, R., & Fyke, D. (1992). The mechanical and physiological performance reliability of selected isokinetic dynamometers. *Isokinetics and Exercise Science*, 2(4), 182-190.
- Timpka, T., Risto, O., & Björmsjö, M. (2007). Boys soccer league injuries: a community-based study of time-loss from sports participation and long-term sequelae. *European Journal of Public Health*, 18(1), 19-24.
- Tropp, H., Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1984). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(1), 64-66.
- Tschan, H. (2001). Belastungs-Beanspruchungsprofil im Fußball aus physiologischer Sicht. *Österreichisches Journal für Sportmedizin*, 31(1), 7.
- Tyler, T. F., Nicholas, S. J., Campbell, R. J., & McHugh, M. P. (2001). The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(2), 124-128.
- Van der Sluis, A., Elferink-Gemser, M., Brink, M., & Visscher, C. (2015). Importance of peak height velocity timing in terms of injuries in talented soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 36(04), 327-332.
- Van der Sluis, A., Elferink-Gemser, M., Coelho-e-Silva, M., Nijboer, J., Brink, M., & Visscher, C. (2014). Sport injuries aligned to peak height velocity in talented pubertal soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 35(04), 351-355.
- Van Eetvelde, H., Mendonça, L. D., Ley, C., Seil, R., & Tischer, T. (2021). Machine learning methods in sport injury prediction and prevention: a systematic review. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 8(1), 1-15.
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine*, 14(2), 82-99.
- Venturelli, M., Schena, F., Zanolla, L., & Bishop, D. (2011). Injury risk factors in young soccer players detected by a multivariate survival model. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(4), 293-298.

- Vigne, G., Dellal, A., Gaudino, C., Chamari, K., Rogowski, I., Alloatti, G., Del Wong, P., Owen, A., & Hautier, C. (2013). Physical outcome in a successful Italian Serie A soccer team over three consecutive seasons. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(5), 1400-1406.
- Vigne, G., Gaudino, C., Rogowski, I., Alloatti, G., & Hautier, C. (2010). Activity profile in elite Italian soccer team. *International Journal of Sports Medicine*, 31(05), 304-310.
- Vitale, T., & Fallat, L. (1988). Lateral ankle sprains: evaluation and treatment. *The Journal of Foot Surgery*, 27(3), 248-258.
- Volpi, P., Pozzoni, R., & Galli, M. (2003). The major traumas in youth football. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 11(6), 399-402.
- Wade, A. (1962). The training of young players. *Med Sport*, 3, 1245-1251.
- Walden, M., Hagglund, M., & Ekstrand, J. (2005). UEFA Champions League study: a prospective study of injuries in professional football during the 2001–2002 season. *British Journal of Sports Medicine*, 39(8), 542-546.
- Wallace, J. L., & Norton, K. I. (2014). Evolution of World Cup soccer final games 1966–2010: Game structure, speed and play patterns. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(2), 223-228.
- Wang, H. K., Chen, C. H., Shiang, T. Y., Jan, M. H., & Lin, K. H. (2006). Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries: a prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(6), 821-825.
- Watson, A., Brickson, S., Brooks, A., & Dunn, W. (2017). Subjective well-being and training load predict in-season injury and illness risk in female youth soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 51(3), 194-199.
- Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2018). Meta-analysis of meta-analyses of anterior cruciate ligament injury reduction training programs. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(10), 2696-2708.
- Wehbe, G. M., Hartwig, T. B., & Duncan, C. S. (2014). Movement analysis of Australian national league soccer players using global positioning system technology. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(3), 834-842.
- Welsman, J., & Armstrong, N. (1996). The measurement and interpretation of aerobic fitness in children: current issues. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 89(5), 281-285.
- Whiting, W. C., & Zernicke, R. F. (2008). *Biomechanics of Musculoskeletal Injury: Human Kinetics*.
- Whittaker, J. L., Booyesen, N., De La Motte, S., Dennett, L., Lewis, C. L., Wilson, D., McKay, C., Warner, M., Padua, D., & Emery, C. A. (2016). Predicting sport and occupational lower extremity injury risk through movement quality screening: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 51(7), 580-585.

- Whittaker, J. L., Booyesen, N., De La Motte, S., Dennett, L., Lewis, C. L., Wilson, D., McKay, C., Warner, M., Padua, D., & Emery, C. A. (2017). Predicting sport and occupational lower extremity injury risk through movement quality screening: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine, 51*(7), 580-585.
- Willems, T. M., Witvrouw, E., Delbaere, K., Mahieu, N., De Bourdeaudhuij, I., & De Clercq, D. (2005). Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine, 33*(3), 415-423.
- Williams, A., Lee, D., & Reilly, T. (1999). A quantitative analysis of matches played in the 1991–92 and 1997–98 seasons. *London: The Football Association*.
- Williams, C., & Wood, L. (2012). Growth and Maturation in childhood. In; Paediatric Biomechanics and Motor Control: Theory and Application. Ed; De Ste Croix M, and Korff T: Routledge, Abingdon, UK.
- Williams, J. (1971). Aetiological classification of injuries in sportsmen. *British Journal of Sports Medicine, 5*(4), 228.
- Winkler, W. (1983). Spielbeobachtung bei Fußballspielern. *Leistungsfußball, 21*(10), 63-68.
- Winterbottom, W. (1952). *Soccer coaching*: Naldrett Press London.
- Wisloeff, U., Helgerud, J., & Hoff, J. (1998). Strength and endurance of elite soccer players. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 30*(3), 462-467.
- Withers, R. (1982). Match analyses of Australian professional soccer players. *Journal of Human Movement Studies, 8*, 159-176.
- Witjes, S., Gresnigt, F., Van Den Bekerom, M. P., Olsman, J. G., & Van Dijk, N. C. (2012). The ANKLE TRIAL (ANKLE treatment after injuries of the ankle ligaments): what is the benefit of external support devices in the functional treatment of acute ankle sprain?: a randomised controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders, 13*(1), 1-8.
- Wong, P., & Hong, Y. (2005). Soccer injury in the lower extremities. *British Journal of Sports Medicine, 39*(8), 473-482.
- Wright, I., Neptune, R., van den Bogert, A. J., & Nigg, B. (2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics, 33*(5), 513-519.
- Yeung, S. S., Suen, A. M., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine, 43*(8), 589-594.
- Yoo, J. H., Lim, B. O., Ha, M., Lee, S. W., Oh, S. J., Lee, Y. S., & Kim, J. G. (2010). A meta-analysis of the effect of neuromuscular training on the prevention of the anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 18*(6), 824-830.
- Yu, B., Lin, C.-F., & Garrett, W. E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics, 21*(3), 297-305.

- Zakas, A. (2006). Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46(1), 28.
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk: Prospective Biomechanical-Epidemiologic Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130.
- Zhang, S., Fu, W., & Liu, Y. (2019). Changes in Lower-Limb Biomechanics, Soft Tissue Vibrations, and Muscle Activation During Unanticipated Bipedal Landings. *Journal of Human Kinetics*, 67(1), 25-35.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel *Verletzungsprävention im Nachwuchsleistungsfußball - Eine prospektive Analyse verletzungsrelevanter Risikofaktoren* selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erbracht habe. Ich habe keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt sowie wörtliche und sinngemäße Zitate kenntlich gemacht. Die Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Lüdinghausen, den 20.02.2023