

*Effekte nicht-antizipierter Sprunglandungen auf die
Entscheidungsqualität und biomechanische Landestabilität
unter besonderer Berücksichtigung der kognitiven Funktion:
Eine Querschnittstudie an
Personen mit und ohne Historie vorderer Kreuzbandrupturen*

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades

der Philosophie des Fachbereiches 05

der Goethe-Universität Frankfurt

vorgelegt von

Florian Giesche

geboren in Darmstadt am 10.05.1985

Erstgutachter: Prof. Dr. Dr. Winfried Banzer

Zweitgutachterin: Prof.in Dr. Claudia Voelcker-Rehage

Tag der Abgabe: 3. Juli 2019

Danksagung

In erster Linie möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Professor Dr. Dr. Winfried Banzer für die Betreuung der Arbeit und deren Begutachtung bedanken. Professorin Dr. Claudia Voelcker-Rehage danke ich für die Erstellung des Zweitgutachtens.

Bei meinen Kollegen Dr. Jan Wilke, Dr. Daniel Niederer und Dr. Dr. Tobias Engeroff bedanke ich mich für die vielen Gespräche, ihr wertvolles Feedback sowie ihre Anregungen und Denkanstöße bei der Erstellung dieser Arbeit.

Vielmals bedanke ich mich bei Helena Hohmann für ihre großartige Unterstützung bei der Datenerhebung. Ich danke meiner Tante für das Korrekturlesen der Arbeit sowie den stets positiven Zuspruch, speziell in den letzten Monaten und die darüberhinausgehende Unterstützung in allen Lebenslagen.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Mutter, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglichte und der ich diese Arbeit widme.

Inhaltsverzeichnis

Ehrenwörtliche Erklärung zu meiner Dissertation	III
Zusammenfassung.....	IV
1 Einleitung	7
2 Theoretischer Hintergrund und Forschungsstand.....	8
2.1 Relevanz der Ruptur des vorderen Kreuzbandes	9
2.1.1 Epidemiologische, therapeutische und sozioökonomische Aspekte	9
2.1.2 Auswirkungen auf die motorische Funktion unter besonderer Berücksichtigung der Sensomotorik.....	14
2.1.3 Sportpartizipation und Wiederverletzung	16
2.2 Risikofaktoren und Verletzungsmechanismus.....	19
2.2.1 Intrinsische und extrinsische Risikofaktoren.....	19
2.2.2 Verletzungsprädisponierende Spielsituationen und Bewegungsmuster	21
2.2.3 Biomechanische und neuromuskuläre Aspekte des Verletzungsmechanismus ..	22
2.3 Der Antizipationsstatus und sein Einfluss auf die Landebiomechanik	28
2.4 Relevanz der Kognition im Verletzungskontext	32
2.4.1 Kognitive Funktion und Verletzungsrisiko/-inzidenz	32
2.4.2 Kognitive Funktion und Antizipation	35
3 Forschungsdefizit.....	38
4 Fragestellungen und Hypothesen	40
5 Methodik.....	43
5.1 Studientyp und ethische Standards	43
5.2 Studienaufbau und -ablauf.....	44
5.3 Untersuchungskollektiv	46
5.3.1 Einschlusskriterien.....	46
5.3.2 Ausschlusskriterien.....	47
5.4 Sprunglandungsaufgabe.....	48
5.5 Primäre Messgrößen (Lande- und Entscheidungsqualität).....	52
5.6 Sekundäre Messgrößen (kognitive Funktion).....	54

5.7	Potenzielle Einflussfaktoren.....	58
5.8	Statistische Auswertung.....	59
6	Ergebnisse	64
6.1	Nicht-antizipierte Landekosten innerhalb und zwischen den Gruppen	66
6.2	Zusammenhänge nicht-antizipierter Landekosten und kognitiver Funktion innerhalb der Gruppen.....	69
6.3	Kognitive Funktion zwischen den Gruppen	72
7	Diskussion	73
7.1	Ergebnisdiskussion.....	74
7.1.1	Nicht-antizipierte Landekosten innerhalb der Gruppen	74
7.1.2	Zusammenhänge nicht-antizipierter Landekosten und kognitiver Funktion innerhalb der Gruppen.....	81
7.1.3	Nicht-antizipierte Landekosten und kognitive Funktion im Vergleich zwischen den Gruppen	92
7.2	Praktische Implikationen	98
7.3	Methodendiskussion	100
7.3.1	Untersuchungskollektiv/ Einschlusskriterien.....	100
7.3.2	Design	104
7.3.3	Messgrößen/-verfahren	106
7.3.4	Sprunglandeaufgabe	108
7.4	Ausblick und zukünftige Studien	111
8	Schlussfolgerung	119
9	Literaturverzeichnis	122
10	Abbildungsverzeichnis	153
11	Tabellenverzeichnis	154
12	Abkürzungsverzeichnis	155
13	Anhang	156

Ehrenwörtliche Erklärung zu meiner Dissertation

mit dem Titel: *„Effekte nicht-antizipierter Sprunglandungen auf die Entscheidungsqualität und biomechanische Landestabilität unter besonderer Berücksichtigung der kognitiven Funktion: Eine Querschnittstudie an Personen mit und ohne Historie vorderer Kreuzbandrupturen“.*

Sehr geehrte Damen und Herren,

hiermit erkläre ich, dass ich die beigefügte Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel genutzt habe. Alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche gekennzeichnet. Darüber hinaus versichere ich, dass Entwicklung von Fragestellung und Design, die Durchführung der Studie sowie die Auswertung und Interpretation der erhobenen empirischen Daten maßgeblich auf meiner Eigenleistung basieren. Die erhobenen Primärdaten werden 10 Jahre lang anonymisiert aufbewahrt.

Ich versichere außerdem, dass ich die beigefügte Dissertation nur in diesem und keinem anderen Promotionsverfahren eingereicht habe und, dass diesem Promotionsverfahren keine endgültig gescheiterten Promotionsverfahren vorausgegangen sind.

Ort, Datum

Unterschrift

Zusammenfassung

Hintergrund: Ein Großteil der Rupturen des vorderen Kreuzbandes (VKB) ereignet sich ohne Gegnerkontakt. Misslungene Landungen zählen zu den häufigsten kontaktlosen Verletzungsursachen, insbesondere bei Sportler/-innen. Im Vergleich zu vorgeplanten/antizipierten Landungen reduzieren unvorhersehbare/nicht-antizipierte Landeanforderungen, bei denen die Entscheidung für das Lande Bein erst in der Luft getroffen wird, die biomechanische Landestabilität. Die veränderte Landecharakteristik wird mit einem gesteigerten VKB-Ruptur-Risiko in Verbindung gebracht.

Ziele: Diese Dissertation überprüft, ob VKB-rekonstruierte (VKBR) im Vergleich zu verletzungsfreien Testpersonen (KG) eine stärkere Abnahme der Lande- und Entscheidungsqualität unter nicht-antizipierten gegenüber antizipierten Landeanforderungen (höhere nicht-antizipierte Landekosten) aufweisen. Zudem wird innerhalb beider Gruppen untersucht, inwiefern die potenziell vorhandenen nicht-antizipierten Landekosten mit spezifischen niedrigeren und höheren kognitiven Funktionen assoziiert sind. Darüber hinaus werden die erfassten kognitiven Messgrößen auf Gruppenunterschiede überprüft.

Methode: Zehn VKBR-Testpersonen (28 ± 4 Jahre, alle männlich) und 20 Kontrolltestpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie (27 ± 4 Jahre, alle männlich) führten jeweils 70 Counter-Movement-Jumps mit einbeinigen Landungen auf eine Druckmessplatte durch. Alle Probanden absolvierten in randomisierter Reihenfolge eine antizipierte (Landung auf links oder rechts bereits vor Absprung bekannt) und eine nicht-antizipierte/-vorplanbare (visuelle Landeinformation erst nach Absprung angezeigt; etwa 360 ms vor Bodenkontakt) Landebedingung ($n = 35$ jeweils). Die Operationalisierung der biomechanischen Landestabilität erfolgte anhand der maximalen vertikalen Bodenreaktionskraft (peak ground reaction force, pVGRF), Stabilisationszeit (time to stabilisation, TTS), posturalen Schwankung (center of pressure, COP) sowie der Standsicherheit (Anzahl an Standfehler; Bodenberührung mit Spielbein). Die Entscheidungsqualität wurde anhand der Landefehlerzahl (Landung mit falschem Fuß oder beidfüßig) bewertet. Zur Erfassung niedrigerer (z. B. Reaktionsgeschwindigkeit, visuelle Wahrnehmung) und höherer kognitiver Funktionen (z. B. kognitive

Flexibilität, Arbeitsgedächtnis, Inhibitionskontrolle) kamen Computer- sowie Papier- und Stift-basierte Tests zum Einsatz.

Ergebnisse: Innerhalb beider Gruppen führte die nicht-antizipierte im Vergleich zur antizipierten Landebedingung zu höheren COP-Werten (KG: $p < 0,01$; $d=1,1$; VKBR: $p < 0,01$; $d = 1,1$) sowie zu mehr Stand- (KG: $p < 0,001$; $d = 0,9$; VKBR: $p < 0,05$; $d = 0,6$) und Landefehlern (KG: $p < 0,01$; $d = 1,3$; VKBR: $p < 0,001$; $d = 1,9$). Keine Unterschiede zeigten sich im Hinblick auf TTS und pVGRF ($p > 0,05$). Weder innerhalb noch zwischen den Bedingungen differierten die beiden Gruppen in einem der erfassten Lande-/Entscheidungsparameter systematisch ($p > 0,05$). Innerhalb der KG war die Zunahme der COP-Schwankungen mit einer geringeren Interferenzkontrolle assoziiert ($r = 0,48$; $p < 0,05$). Eine höhere Anzahl nicht-antizipierter Landefehler (geringere Entscheidungsqualität) stand in einem signifikanten Zusammenhang (Kovariate: Flugzeit/Sprungdauer) mit einer geringeren kognitiven Flexibilität-/Arbeitsgedächtnis- ($r = 0,54$; $p < 0,05$) und Kurzzeitgedächtnisleistung ($r = -0,55$; $p < 0,05$). Ähnlich verhielt es sich in der VKBR-Gruppe. Allerdings erreichten die Zusammenhänge hier keine statistische Signifikanz ($p > 0,05$). Innerhalb der VKBR-Gruppe war jedoch eine geringere Entscheidungsqualität mit einer verminderten Interferenz- ($r = 0,67$, $p < 0,05$) und Aufmerksamkeitskontrolle ($r = 0,66$, $p < 0,05$) korreliert. Im Gegensatz zu den nicht-antizipierten Landefehlern, ergab sich für KG im Hinblick auf die Zunahme der Standfehlerzahl (nicht-antizipierte Landekosten) ein umgekehrt proportionaler Zusammenhang mit einer höheren kognitiven Flexibilität-/Arbeitsgedächtnis- ($r = -0,48$; $p < 0,05$) und Kurzzeitgedächtnisleistung ($r = 0,50$; $p < 0,05$). Im Vergleich zur KG, wiesen die VKBR-Testpersonen eine schnellere visuell-motorische Reaktionsgeschwindigkeit auf ($p < 0,05$). Ansonsten unterschieden sich die Gruppen in keiner der getesteten kognitiven Dimensionen signifikant.

Schlussfolgerungen: Den Ergebnissen dieser Dissertation zufolge, scheinen VKBR- im Vergleich zu Kontrolltestpersonen keine größeren Schwierigkeiten im Umgang mit den nicht-antizipierten Landeanforderungen aufzuweisen. Zudem liefern die Resultate erstmals Hinweise für die Relevanz der höheren kognitiven Funktionen für die Landesicherheit unter

nicht-antizipierten Anforderungen. Diese Zusammenhänge sind insofern von besonderer Relevanz, als dass die in beiden Gruppen detektierten nicht-antizipierten Landekosten, Spielsporttreibende einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen können. Die Verifizierung dieser Befunde durch zukünftige Studien bietet daher wertvolle primär- und sekundärpräventive Potenziale durch eine stärkere inhaltliche Ausrichtung der Trainings- und Therapiepraxis auf die komplexen kognitiv-motorischen Spielanforderungen.

1 Einleitung

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) zählt zu den schwersten akuten Knieverletzungen. Landungen nach Sprüngen sind einer der häufigsten Ursachen für die Entstehung kontaktloser muskuloskelettaler Verletzungen der unteren Extremität. So treten sie aufgrund des hohen Anteils an Sprüngen und plötzlichen Richtungswechseln insbesondere im Bereich der Ball-/Spielsportarten auf. Während die biomechanisch-neuromuskulären Risikofaktoren für die Entstehung kontaktloser (ohne Gegnerkontakt) VKB-Rupturen bereits vielfach erforscht wurden, ist die Rolle der kognitiven Leistungsfähigkeit in diesem Zusammenhang noch weitestgehend unklar.

Auf dem Spielfeld interagieren die Athlet/-innen in einer sich ständig verändernden und z. T. unvorhersehbaren Umwelt. Eine Vielzahl von Informationen müssen unter hohem Zeitdruck wahrgenommen und verarbeitet werden. Aufgrund der Komplexität und Geschwindigkeit typischer Spielsituationen können Bewegungsaktionen nicht immer vorgeplant (antizipiert) werden, sondern müssen spontan an unvorhersehbare (nicht-antizipierte) Ereignisse angepasst werden. Aktuelle Studien zeigen, dass nicht-vorplanbare Bewegungsaktionen/-korrekturen in Reaktion auf einen nicht-antizipierten visuellen Stimulus während eines Sprungs (z. B. Seite der Landung und Richtung eines Cutting-Manövers¹) im Vergleich zu einer vorgeplanten Bedingung, unter der die Landeanforderungen bereits vor Bewegungsbeginn bekannt sind, die biomechanische Landestabilität reduzieren. Dies könnte Athlet/-innen einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen.

Obwohl es sehr plausibel erscheint, dass die erfolgreiche Bewältigung der variablen und unvorhergesehenen Anforderungen im Sport gut entwickelte kognitive Funktionen (z.B. Reaktionsgeschwindigkeit, visuelle Wahrnehmung, mentale Flexibilität und Inhibitionskontrolle) erfordert, sind die zugrundeliegenden kognitiven Prozesse bisher noch weitestgehend unbekannt. Die bisherigen Erkenntnisse über die Auswirkungen des Antizipationssta-

¹ schneller Richtungswechsel zur Seite

tus auf die Landestabilität während komplexer sport- und verletzungsrelevanten Tests basieren bislang primär auf sporttreibende Personen ohne VKB-Verletzungshistorie. Inwiefern VKB-rekonstruierte Testpersonen möglicherweise als Folge defizitärer kognitiver Funktionen schlechter mit diesen komplexen Anforderungen zurechtkommen, ist ebenfalls ungeklärt.

Ziel dieser Dissertation ist, diesbezüglich einen Erkenntnisgewinn zu leisten. Ein besseres Verständnis der Relevanz der kognitiven Funktion bei der Entstehung kontaktloser VKB-Rupturen bietet wertvolle Potenziale für die Primär- und Sekundärprävention von kontaktlosen Knieverletzungen.

Diese Dissertation unterteilt sich nebst dieser Einleitung in 7 weitere Kapitel. Kapitel 2 stellt den theoretischen Hintergrund sowie den aktuellen Forschungsstand dar. Auf dieser Basis leitet Kapitel 3 die dieser Arbeit zugrundeliegende Problemstellung ab. Daran anschließend folgt die Formulierung der Ziele und Hypothesen (Kapitel 4). Kapitel 5 erläutert die Untersuchungsmethodik. Nach der Beschreibung der Resultate (Kapitel 6) werden in Kapitel 7 die Ergebnisse und die Methodik dieser Arbeit vor dem Hintergrund der publizierten Literatur diskutiert, praktische Implikationen beschrieben und Empfehlungen für zukünftige Studien abgeleitet. Kapitel 8 beinhaltet eine abschließende Schlussfolgerung.

2 Theoretischer Hintergrund und Forschungsstand

Der erste Abschnitt dieses Kapitels (Kap. 2.1) beschäftigt sich mit der Relevanz der vorderen Kreuzbandruptur im Sport. Hierzu werden zunächst epidemiologische, therapeutische und sozioökonomische Aspekte der VKB-Ruptur (Kap. 2.1.1) sowie deren Auswirkungen auf die sensomotorische Funktion (Kap. 2.1.2), Sportpartizipation und Wiederverletzungsrate (Kap. 2.1.3) thematisiert. Das zweite Teilkapitel (Kap. 2.2) beschäftigt sich mit den intrinsischen und extrinsischen Risikofaktoren der VKB-Ruptur (Kap. 2.2.1) unter Schwerpunktsetzung verletzungsprädisponierender Spielsituationen (Kap. 2.2.2) und biomechani-

scher Landemechanismen (Kap. 2.2.3). Das dritte Teilkapitel (Kap. 2.3) beschreibt den aktuellen Kenntnisstand zu den Effekten des Antizipationsstatus auf die biomechanische Landecharakteristik. Teilkapitel 2.4 gibt schließlich einen Überblick zur Relevanz der kognitiven Funktion im Verletzungskontext.

2.1 Relevanz der Ruptur des vorderen Kreuzbandes

2.1.1 Epidemiologische, therapeutische und sozioökonomische Aspekte

Ein Großteil der Rupturen des vorderen Kreuzbandes (VKB) entsteht während der Sport- und Freizeitaktivität (Gianotti et al., 2009). Allein in den USA werden jährlich bis zu 250.000 VKB-Rupturen registriert (Griffin et al., 2006). In einer großen epidemiologischen Studie über einen Zeitraum von 20 Jahren identifizierten Sanders et al. (2016) die Inzidenz von isolierten VKB-Rupturen (ohne operativ versorgten Begleitverletzungen; n = 1.841) in der Normalbevölkerung. Alters- und geschlechtsbereinigt konnte eine Inzidenz von 0.69 VKB-Rupturen pro 1.000 Personenjahren festgestellt werden. Das Durchschnittsalter zum Verletzungszeitpunkt betrug 29 Jahre. Mit etwa 60 Prozent waren Männer (0.82/1.000 Personenjahren) häufiger betroffen als Frauen (0.55/1.000 Personenjahren). Die Spitzeninzidenz betrug 2.4/1.000 in der Altersgruppe der 19- bis 25-jährigen Männern und 2.3/1.000 Personenjahren in der Altersgruppe der 14- bis 18-jährigen Frauen (Sanders et al., 2016). Rund die Hälfte aller VKB-Rupturen betrifft die Altersgruppe der 20-bis 29-Jährigen (Majewski et al., 2006). Trotz geringerer absoluter VKB-Rupturrate weisen Frauen gegenüber ihren männlichen Sportkollegen bei äquivalenter Sportexposition ein 4- bis 6-fach höheres Verletzungsrisiko auf (Hewett et al., 2006).

Isolierte VKB-Rupturen sind dabei vergleichsweise selten. Gemäß schwedischem VKB-Register (n = 17.794 Verletzungen) weisen zum Zeitpunkt der VKB-Rekonstruktion (VKBR) über 50 Prozent der Betroffenen mindestens eine intraartikuläre Begleit-/Folgeverletzung auf. Die Menisken sind in 46 bis 61 Prozent und chondrale Strukturen in 15 bis 30 Prozent

der Fälle betroffen (Ahdén et al., 2012; Panjwani et al., 2018). Bis zu 90 Prozent der operativ versorgten VKB-Rupturen werden von Bone Bruise (Knochenmarködem) begleitet (Panjwani et al., 2018).

Pivot-/Sprung²- und Kontaktsportarten, wie z. B. Fußball, Handball, Basketball, Hockey, Volleyball, Badminton sowie alpines Skifahren, zählen zu den Hochrisikosportarten für VKB-Rupturen (Grindem et al., 2012). In den Ballspielsportarten betreffen 50 bis 90 Prozent aller Verletzungen die untere Extremität (Lindenfeld et al., 1994; Hootman et al., 2007; Nicolini et al., 2014). In 20 bis 39.8 Prozent der Fälle ist das Kniegelenk betroffen (Lindenfeld et al., 1994; Majewski et al., 2006; Joseph et al., 2013). Einer epidemiologischen Untersuchung (n = 19.530 Sportverletzungen) von Majewski et al. (2006) zufolge betrafen rund 45 Prozent der Knieverletzungen (39.8%) intraartikuläre Strukturen. Dabei war das VKB mit 20.3 Prozent vor dem medialen Meniskus (10.8%) und dem medialen Seitenband (7.9%) die am häufigsten verletzte intraartikuläre Struktur.

Differenziert nach Sportart ereigneten sich 16.7 Prozent der VKB-Rupturen im Fußball, gefolgt von alpinen Skisport (15.3%), Volleyball (1.5%), Handball (1%) und Basketball (1%) (Majewski et al., 2006). Diese Resultate entsprechen weitestgehend den epidemiologischen Daten von Gupta et al. (2016), wonach 16.3 Prozent der VKB-Rupturen im Fußball entstanden, gefolgt von Volleyball (5.3%), Basketball (5%), Hockey (1.4%) und Handball (0.8%). Noch höhere Prävalenzen der VKB-Ruptur im Fußball (40.8 bis 54.8%), Handball (15.2 bis 47%) und Volleyball (27%) berichten andere Studien (Granán et al., 2008; Nicolini et al., 2014). Fast 90 Prozent aller VKB-Rupturen ereignen sich während des Spiels/Wettkampfs und nur 10 Prozent im Training (Paterno et al., 2012).

Abhängig von Sportart, Geschlecht, Wettkampfniveau und Spiel-/Trainingsanforderungen rangiert die VKB-Ruptur-Inzidenz zwischen 0.07 und 1.08 pro 1.000 Expositionsstunden (Prodromos et al., 2007). Die 1-Jahres Ruptur-Inzidenz liegt zwischen 0.15 und 3.7 Prozent pro Ballspielsporttreibenden (Moses et al., 2012). Einer der höchsten Inzidenzen wurden im professionellen norwegischen Damenhandball (2.3/1.000 Spielstunden) beobachtet

² Sportarten mit hohen Anteilen an Drehbewegungen, Richtungswechseln und Sprüngen

(Renstrom et al., 2008). Im Hallenfußball fällt die Verletzungsinzidenz unabhängig des Geschlechts noch etwas höher aus (2.8/1.000 Spielstunden; (Prodromos et al., 2007). Im professionellen Männerfußball liegt die Prävalenz der VKB-Ruptur bei rund 1.3 Prozent pro Saison (Niederer et al., 2018). In den College-Sportarten betreffen etwa 3 Prozent aller Verletzungen das VKB (LaBella et al., 2014).

Trotz der hohen Inzidenz ist die VKB-Ruptur nicht die häufigste akute Sportverletzung. Fuß- und Sprunggelenksverletzungen kommen beispielsweise weitaus häufiger vor. Im Fußball beläuft sich die Inzidenz auf 7.2/1.000 Spielstunden. Dies entspricht in etwa einer Verletzung pro Person alle 93 Spiele oder eine verletzte Person pro Team alle 8.4 Spiele (Jain et al., 2014). Mit Ausfallzeiten von durchschnittlich 225 Tagen (Rekik et al., 2018) handelt es sich bei der VKB-Ruptur im Vergleich zu Fuß- und Sprunggelenksverletzungen, bei denen mit Ausfallzeiten von durchschnittlich 43 Tagen zu rechnen ist, allerdings um eine deutlich schwerwiegendere Verletzung (Jain et al., 2014). Darüber hinaus sind VKB-Rupturen mit weiteren negativen Konsequenzen assoziiert. Die nachfolgenden Teilkapitel geben einen Überblick.

Die Rekonstruktion des rupturierten Kreuzbandes stellt die Standardtherapie dar. Schätzungen zufolge erhalten allein in den USA jährlich 250 bis 350 Tausend und weltweit rund eine Million Personen eine VKB-Rekonstruktion (Griffin et al., 2006; Sugimoto et al., 2016; Davies et al., 2017). Achtzig (80) bis 90 Prozent der jüngeren (ausgewachsenen) Betroffenen mit dynamischer Knieinstabilität (sog. non-coper; (Kaplan, 2011) und dem Wunsch, eine Pivot-/Kontaktsportart wiederaufzunehmen, werden operativ versorgt (Linko et al., 2005; Grindem et al., 2012; Joseph et al., 2013).

Zur Rekonstruktion des VKBs kommen meist autologe Transplantate der Patella- und Semitendinos-/Gracilissehne (Hamstringtransplantate) zum Einsatz (Rudroff, 2003). Im Hinblick auf die langfristige Funktion scheinen beide Optionen äquivalent zu sein (Aglietti et al., 2004; Schuette et al., 2017). Aus einem Artikel zum aktuellen Stand der VKB-Rekonstruktion in Deutschland geht hervor, dass Hamstringtransplantate in der Chirurgie

bevorzugt eingesetzt werden (Shafizadeh et al., 2016). Die VKB-Rekonstruktion erfolgt meist 6 bis 12 Wochen nach der Ruptur. Die hierfür verwendeten Operationstechniken sind vielfältig und variieren zum Teil stark zwischen der Operierenden (Shaerf et al., 2014).

Die Rehabilitation nach VKB-Ruptur ist langwierig. Den internationalen Empfehlungen zufolge sollte diese unmittelbar nach der Operation beginnen und je nach den Anforderungen der Verletzten an die Alltags- und Sportfähigkeit über einen Zeitraum von 9 bis 12 Monaten durchgeführt werden (van Melick et al., 2016). Gemäß der internationalen Empfehlung basiert die Rehabilitation auf unterschiedlichen, aufeinander aufbauenden Therapiephasen (Wright et al., 2015; van Melick et al., 2016; Wilk & Arrigo, 2017). Der Übergang zur jeweils nächst höheren Phase erfolgt auf Basis der Erfüllung vordefinierter funktioneller Zielkriterien. Ziel der Rehabilitation ist im Wesentlichen die möglichst vollständige Wiederherstellung der Kniebeweglichkeit, Muskelkraft/-ausdauer und der neuromuskulären Funktion sowie die sichere Rückführung zur Sportaktivität mit minimalen Wiederverletzungsrisiko (Wright et al., 2015; van Melick et al., 2016; Wilk & Arrigo, 2017).

Die operative und rehabilitative Therapie der VKB-Ruptur ist mit enormen Kosten assoziiert. Allein in den USA kostet die operative Versorgung der VKB-Ruptur schätzungsweise 7,6 Milliarden US-Dollar jährlich. Die Gesamtkosten für die alleinige konservative Therapie belaufen sich sogar auf ungefähr 17,7 Milliarden US-Dollar (Gianotti et al., 2009; Herzog et al., 2017). Herzog et al. (2017) berechneten die Kosten von ambulanten arthroskopischen VKB-Rekonstruktionen und die damit einhergehenden Versorgungs- und Rehabilitationskosten (3 Monate vor und 6 Monate nach der OP) in den USA. Im Zeitraum von 2005 bis 2013 wurden 229.446 Operationen durchgeführt. Die durchschnittlichen Kosten einer isolierten VKB-Rekonstruktion beliefen sich dabei auf 11.432 US-Dollar. Bei begleitenden Meniskus- und Seitenbandverletzungen stiegen die Operationskosten auf über 13 (Meniskus) bzw. 15 Tausend (Seitenband) US-Dollar an. Zusammen mit den Versorgungs- und Rehabilitationskosten betrugen die Kosten für die isolierte VKB-Rekonstruktion 14.230 US-Dollar und rangierten abhängig von den operierten Begleitverletzungen zwischen 15.880 und

20.436 US-Dollar. Die operative und rehabilitative Versorgung der 229.446 VKB-Rupturen verursachte Gesamtkosten in Höhe von über 2,5 Milliarden US-Dollar (Herzog et al., 2017). Eine neuseeländische Studie kommt zu vergleichbaren Resultaten (Gianotti et al., 2009). Demnach beliefen sich die durchschnittlichen Kosten für die Versorgung einer VKB-Ruptur (präoperative Untersuchungen, Krankenhausaufenthalt, postoperative Rehabilitation, Krankengeld aufgrund arbeitsbedingter Fehlzeiten etc.) auf 11.157 Dollar. Bei der operativen Therapie zusätzlicher ligamentärer Verletzungen stiegen die Durchschnittskosten auf über 15 Tausend Dollar (Gianotti et al., 2009).

Trotz der enormen Kosten gilt die VKB-Rekonstruktion im Vergleich zur alleinigen konservativen Versorgung als kosteneffektivere Behandlungsstrategie (Mather et al., 2013), insbesondere bei wettkampforientierten Sporttreibenden (Stewart et al., 2017). Das höhere Maß an funktioneller Knieinstabilität infolge der konservativen Versorgung scheint offenbar im Vergleich zur VKB-Rekonstruktion (durch die die mechanische Stabilität wiederhergestellt wird) zu höheren, indirekten Kosten (Lohnfortzahlung, Produktivitätsausfall, Arbeitsunfähigkeit) und geringeren Sportrückkehraten zu führen (Mather et al., 2013; Stewart et al., 2017). Kosten-Nutzen-Analysen zufolge belaufen sich die gesellschaftlichen Kosten der operativen Versorgung der VKB-Ruptur im Laufe eines Lebens auf 38.121 US-Dollar und die der konservativen Versorgung auf 88.538 US-Dollar. Relativ zur konservativen Therapie scheint die VKB-Rekonstruktion zudem langfristig mit einer gesteigerten Lebensqualität (qualitätskorrigierten Lebensjahrs: +0.76; QALY) assoziiert zu sein (Mather et al., 2013).

VKB-Rupturen sind mit einem hohen Risiko für die Entwicklung einer Gonarthrose assoziiert (Paschos, 2017). Die Arthroseprävalenz beträgt 0 bis 13 Prozent bei isolierten VKB-Rupturen und 21 bis 48 Prozent bei Begleit- und Folgeverletzungen weiterer intraartikulärer Strukturen (Øiestad et al., 2009). Inwiefern sich der Entwicklung der Kniearthrose durch die Rekonstruktion des rupturierten Kreuzbandes effektiv entgegenwirken lässt, wird in der Literatur kontrovers diskutiert (Luc et al., 2014; Webster & Feller, 2019). In einer systematischen Übersichtsarbeit konnte gezeigt werden, dass 44 Prozent der Operierten trotz VKB-

Rekonstruktion eine Kniearthrose entwickelten. Einer kürzlich erschienenen Übersichtsarbeit zufolge wiesen fünf Jahre nach VKB-Rekonstruktion 11 Prozent eine radiologisch gesicherte Kniearthrose auf. Zehn Jahre danach waren es 21 Prozent und nach 20 Jahren 52 Prozent (Cinque et al., 2018). Die Kniearthrose ist von enormer, sozioökonomischer Relevanz. Die jährlichen Kosten rangieren zwischen 10 und 22 Tausend US-Dollar, abhängig vom Schweregrad (Dibonaventura et al., 2012). Abgesehen davon führt die Gelenkdegeneration zu einer signifikanten Abnahme der Lebensqualität. Mit einem Verlust von 2,2 bis 3,4 QALYs pro betroffener Person ist sie insgesamt an einem Verlust von etwa 10 Millionen QALYs allein in der älteren US-amerikanischen Bevölkerung beteiligt (Losina et al., 2017).

2.1.2 Auswirkungen auf die motorische Funktion unter besonderer Berücksichtigung der Sensomotorik

Trotz extensiver Rehabilitation finden sich in der Literatur zahlreiche Belege für die Persistenz sensomotorischer Defizite nach VKB-Rekonstruktion (Ingersoll et al., 2008; Ageberg et al., 2008; Kuenze et al., 2015b). Das sensomotorische System ermöglicht den Erhalt der funktionellen Gelenkstabilität während der Bewegung. Die im VKB-lokalisierten Mechanorezeptoren (Çabuk & Kuşku Çabuk, 2016) nehmen propriozeptiv-mechanische Informationen (z.B. Beschleunigungs- und Vibrationsreize und Gelenkstellung) auf und vermitteln diese über afferente Leitungsbahnen an das zentrale und periphere Nervensystem (Riemann & Lephart, 2002). Dort wird der afferente Input verarbeitet und über efferente Leitungsbahnen eine entsprechende Reaktion der Zielmuskulatur (Motoneurone) initiiert (Riemann & Lephart, 2002). Als Teil des sensomotorischen Reflexbogens sind die im VKB lokalisierten Mechanorezeptoren maßgeblich an der reflektorischen Regulation der Hamstrings (Synergist des VKB) beteiligt (Solomonow et al., 1987; Solomonow & Krogsgaard, 2001). Durch die VKB-Ruptur und -Operation kommt es zu Beschädigungen der Mechanorezeptoren (Ingersoll et al., 2008). Die daraus resultierende, verminderte afferente Rückmeldung (sensorische Deafferenzierung) verursacht Störungen innerhalb des gesamten

sensomotorischen Systems (Ingersoll et al., 2008; Ageberg et al., 2008; Kapreli et al., 2009a; Ward et al., 2015):

So finden sich in der Literatur zahlreiche Belege für die Persistenz propriozeptiver Defizite (Relph et al., 2014) sowie Nachweise langjähriger Einschränkungen im Bereich der statischen und dynamischen posturalen Kontrolle (Denti et al., 2000; Webster & Gribble, 2010; Stensdotter et al., 2016; Culvenor et al., 2016; Lehmann et al., 2017). Kraft- und Aktivierungsdefizite (möglicherweise verschärft durch die verletzungsinduzierte Immobilisation und Reduktion des Aktivitätsniveaus) des Musculus quadrizeps femoris (Quadrizeps) sind eine weitere, häufig beschriebene, postoperative Konsequenz. Lepley (2015) fassten eine größere Anzahl von Untersuchungen zur Prävalenz von Quadrizepskraftdefiziten zusammen. Relativ zur nichtverletzten Seite lag das durchschnittliche Kraftdefizit sechs Monate postoperativ bei 23 Prozent (Range: 3-40%) und zwölf Monate postoperativ bei 14 Prozent (Range: 3-28%). Weiteren Untersuchungen zufolge rangierte das Kraftdefizit im 3 bis 4-jährigen postoperativen Seitvergleich zwischen 6 und 10 Prozent (Arangio et al., 1997; Otzel et al., 2015). Bilaterale Kraft- und Aktivierungsdefizite im Bereich des Quadrizeps und der ischiocruralen Muskulatur (Hamstrings) ließen sich in weiteren Studien noch 2.5 Jahre nach VKB-Rekonstruktion nachweisen (Hiemstra et al., 2007; Zult et al., 2017).

Neben diesen eher lokal in Erscheinung tretenden, neuromuskulären Defiziten liefern aktuelle neurophysiologische und bildgebende Befunde Evidenz, wonach es in Folge der VKB-Ruptur/-Rekonstruktion zu andauernden neuronalen Umstrukturierungen im Bereich des zentralen und peripheren Nervensystems kommt (Ward et al., 2015; Needle et al., 2017; An, 2018). Beispielsweise detektierten Forschende mittels transkranieller Magnetstimulation bei VKB-rekonstruierten Testpersonen eine vermehrte intrakortikale Inhibition bzw. eine verminderte kortikomotorische Erregbarkeit des für die Quadrizepskontrolle verantwortlichen Areals (Heroux & Tremblay, 2006; Pietrosimone et al., 2015b; Ward et al., 2016). Diese zentralnervösen Veränderungen, die sich z. T. noch mehrere Jahre nach der Operation nachweisen ließen können Wissenschaftler/-innen zufolge den oben genannten Quadrizepskraft- und Aktivierungsdefiziten zugrunde liegen (Pietrosimone et al., 2013;

Ward et al., 2016) . Die Erforschung der kortikalen Aktivität bei VKB-rekonstruierten Testpersonen während der Durchführung von Kniebeuge- und –streckbewegungen mittels funktioneller Magnetresonanztomografie war Untersuchungsgegenstand weiterer Untersuchungen (Kapreli et al., 2009b; Grooms et al., 2015b). Während der Bewegungsausführung beobachteten die Forschenden eine gegenüber der Kontrollgruppe höhere Aktivität in Hirnregionen, die für die Bewegungsplanung sowie die visuelle und sensorisch-afferente Verarbeitung zuständig sind. Ähnlichen Beobachtungen machten Baumeister et al. (2008, 2011) in ihren elektroenzephalographischen Studien zur Erfassung der kortikalen Aktivität während propriozeptiver Kniewinkel- und Kraftreproduktionstests. Während der sensomotorischen Testung wiesen die VKB-rekonstruierten Testpersonen im Vergleich zur Kontrollgruppe eine signifikant höhere frontale Theta- (höhere Aufmerksamkeitskontrolle) und parietale Alpha-2-Power (geringer afferenter Input) auf. Beachtenswert ist, dass die Kreuzbandverletzten trotz gesteigerter Aufmerksamkeitskontrolle einen größeren Reproduktionsfehler generierten.

Forschende deuten die Befunde dieser Studien als Strategie des Gehirns, die somatosensorischen Defizite als Folge des traumabedingten Mechanorezeptorschadens, im Sinne des Funktionserhalts, zu kompensieren (Kapreli et al., 2009a; Needle et al., 2017). Die Befundlage verdeutlicht, dass es sich bei einer VKB-Ruptur nicht nur um eine periphere, lokale Verletzung, sondern vielmehr um eine komplexe, neurophysiologische Störung handelt (Kapreli et al., 2009a; Ward et al., 2015; Needle et al., 2017; An, 2018).

2.1.3 Sportpartizipation und Wiederverletzung

Auf Basis einer systematischen Übersichtsarbeit mit Meta-Analyse (n = 5.770) publizierten Ardern et al. (2011) erstmals repräsentative Daten zur Sportteilhabe von VKB-rekonstruierten Sporttreibenden im Wettkampf und Freizeitsport. Ungefähr zwei Jahre postoperativ waren 82 Prozent wieder sportlich aktiv. Nur 63 Prozent nahmen die zuvor betriebene Sportart wieder auf und nur 44 Prozent waren wieder wettkampftätig. Im Jahr 2014 publizierte das Autorenteam um Ardern et al. (2014) aktualisierte Daten (n = 7.556) mit

ähnlichen Resultaten. Rund 80 Prozent der VKB-rekonstruierten Personen war wieder sportlich aktiv, 65 Prozent in der zuvor betriebenen Sportart und 55 Prozent nahmen wieder an Wettkämpfen teil. Etwa ein Viertel der VKB-rekonstruierten Sportrückkehrenden betrieben die zuvor ausgeübte Sportart auf einem niedrigeren Niveau (Ardern et al., 2015). Reduktionen des sportlichen Aktivitätsumfangs, die Ausübung der Sportaktivität auf einem niedrigeren Wettkampfniveau oder der Wechsel zu weniger kniegefährdeten Sportarten nach VKB-Rekonstruktion wurden in weiteren Studien beschrieben (Daniel et al., 1994; Notarnicola et al., 2017).

Im professionellen Sport scheint die Ruptur des VKBs vergleichsweise geringe Auswirkungen auf die Sportrückkehrate zu haben. Rund 83 bis 98 Prozent der professionellen Athletinnen und Athleten aus dem Bereich der Pivot- und Kontaktsportarten nehmen bereits innerhalb des ersten postoperativen Jahres (6-13 Monate) die zuvor ausgeübte Sportart auf dem gleichen Wettkampfniveau (z. B. Spielklasse) wieder auf (Erickson et al., 2013; Erickson et al., 2014; Waldén et al., 2016; Arundale et al., 2018a; Lai et al., 2018).

Trotz der hohen Rückkehraten zum Wettkampfsport bleibt die VKB-Ruptur nicht für alle Sportrückkehrenden ohne Konsequenz. Auf der Basis einer öffentlichen Online-Datenbank untersuchten Niederer et al. (2018) im Bereich des professionellen Männerfußballs die Spielleistung und Karriereverweildauer von VKB-Rekonstruierten (n = 125) nach Sportrückkehr. Sie stammten aus den oberen beiden Spielklassen der Top-Fünf Fußballligen Europas. Achtundneunzig (98) Prozent kehrten durchschnittlich 7 Monate nach VKB-Rekonstruktion zum Spiel/Wettbewerb zurück. Zwei Drittel davon spielten wieder auf dem gleichen Leistungslevel (z. B. Spielklasse) wie zum Zeitpunkt vor der Verletzung. Fünf Jahre nach VKB-Rekonstruktion waren allerdings nur noch 70 Prozent der Sportrückkehrenden auf professionellem Niveau aktiv (relatives Risiko: 87%). Davon waren 41 Prozent wieder auf dem gleichen Leistungslevel wie zum Zeitpunkt vor der Verletzung aktiv (relatives Risiko: 72%). Ähnliche Verläufe beobachteten auch (Waldén et al., 2016). Nach einem Jahr war auch hier ein Großteil der Sportrückkehrenden (90%) wieder auf dem initialen Niveau

wettbewerbstatig. Drei Jahre später spielten allerdings nur noch 65 Prozent auf dem vorherigen Leistungslevel.

Gemäß der Daten von Niederer und Kollegen (2018) erzielten die VKB-rekonstruierten Spieler/-innen gegenüber einer gematchten Kontrollgruppe (Verhältnis: 1:2) eine niedrigere Passquote und erhielten kürzere Spieleinsatzzeiten sowie eine schlechtere Leistungsbeurteilung (Niederer et al., 2018). Diese Ergebnisse gehen weitestgehend konform mit den Resultaten einer ebenfalls kürzlich erschienenen systematischen Übersichtsarbeit (Mohtadi & Chan, 2018). In einem Grosteil der eingeschlossenen Studien erzielten die VKB-rekonstruierten Sporttreibenden schlechtere sportspezifische Leistungsstatistiken (z. B. Anzahl Spiele, Ranking und Spielerbewertung sowie Einsatzzeiten, Punkte, Tore, Schüsse und Würfe pro Spiel).

Darüber hinaus beobachteten Niederer et al. (2018) bei den VKB-Rekonstruierten signifikant kürzere Karrieredauern relativ zu den gematchten Kontrollspieler/-innen. Ähnliche Beobachtungen machten auch Arundale et al. (2018b) in der Major Soccer League. Die Profikarriere der VKB-rekonstruierten Spieler war signifikant kürzer (1.3 ± 1.3 Jahre) als die der Athleten ohne VKB-Verletzungshistorie.

Trotz VKB-Rekonstruktion und extensiver Rehabilitation ist die Wiederaufnahme der Sport- und Wettkampftaktivitat mit einem hohen bilateralen Wiederverletzungsrisiko verbunden, insbesondere im Bereich der Pivot- und Kontaktsportarten (Davies et al., 2017). VKB-rekonstruierte Sporttreibende, die diese Sportarten wiederaufnehmen, weisen eine 4-fach höhere Wiederverletzungsrate auf als die, die auf die Wiederaufnahme einer dieser Sportarten verzichten (Grindem et al., 2016). Abhängig von Geschlecht, Alter und Wettkampfniveau rangiert die Inzidenz der Sekundarruptur zwischen 2.5 und 30 Prozent (Wright et al., 2011; Webster et al., 2014; Paterno et al., 2014; Wiggins et al., 2016; Webster & Feller, 2016; Niederer et al., 2018; Arundale et al., 2018a). Mit 23 bis 29 Prozent ist die Wiederverletzungsrate in der Altersgruppe der unter 25-Jährigen am höchsten (Webster et al., 2014; Wiggins et al., 2016). Bei gleicher Exposition übersteigt das Wiederverletzungsrisiko

der Frauen das der Männer. Das relative Risiko für eine ipsilaterale Re-Ruptur ist 4-fach und das einer kontralateralen Primärruptur 6-fach erhöht (Paterno et al., 2012, 2014). Die meisten Wiederverletzungen treten innerhalb der ersten beiden Jahre nach Sportrückkehr auf (Webster & Feller, 2016). Nach den Resultaten von Paterno et al. (2014) weisen VKB-rekonstruierte Sportrückkehrende innerhalb der ersten 24 Monate nach Sportrückkehr im Vergleich zu Sporttreibenden ohne schwere Knieverletzungshistorie eine 6-fach höhere Rupturrate der ipsi- oder kontralateralen Seite auf (Inzidenz: 1.4 vs. 0.24/ 1.000 Expositionsstunden).

2.2 Risikofaktoren und Verletzungsmechanismus

2.2.1 Intrinsische und extrinsische Risikofaktoren

Die Ätiologie der VKB-Ruptur ist multifaktoriell (Bahr & Krosshaug, 2005; Alentorn-Geli et al., 2009; Kobayashi et al., 2010; Smith et al., 2012b, 2012a; Shultz et al., 2015; Hewett et al., 2016) und bis heute nicht vollständig verstanden (Dai et al., 2014). Rupturen des VKBs scheinen als Folge des Zusammenwirkens unterschiedlicher intrinsischer (personenbezogen) und extrinsischer (personenunabhängig) prädisponierender Faktoren (Tabelle 1) in Kombination mit einem verletzungsauslösenden Ereignis (Verletzungsmechanismus) zu entstehen (Meeuwisse, 1994; Bahr & Krosshaug, 2005). Frauen weisen gegenüber Männern bei äquivalenter Sportexposition ein höheres VKB-Rupturrisiko auf (Hewett et al., 2006). Forschende vermuten, dass unter anderem post-pubertäre anatomische und hormonelle Unterschiede zwischen den Geschlechtern das höhere Verletzungsrisiko von Athletinnen erklären könnten (Hewett, 2000). Die anatomischen Divergenzen beziehen sich u. a. auf die Größe und Morphologie des VKBs, die Kniegelenksgeometrie und –laxität sowie die Ausrichtung der unteren Extremität (Beinachse) (Shelbourne & Kerr, 2001; Alentorn-Geli et al., 2009; Shultz et al., 2015; Shen et al., 2018). So ist beispielsweise das weibliche VKB kürzer, weniger voluminös und weist eine geringere kollagene Faserdichte auf (Chandrashekar et al., 2005). Der laterale und mediale posteriore-inferiore tibiale Slope ist offenbar größer und das femurale interkondyläre Notch schmaler als bei Männern (Souryal &

Freeman, 1993; Hashemi et al., 2008; Fernández-Jaén et al., 2015). Das weibliche Becken ist stärker nach vorne geneigt, die Anteversion der Hüfte vermehrt ausgeprägt und der tibiofemorale- sowie der Quadrizepswinkel größer (Nguyen & Shultz, 2007). Frauen weisen im Mittel eine größere sagittale (anteriore Laxität, genu recurvatum), frontale (Varus-Valgus Rotation) und transversale (internale-externale Rotation) Knielaxität auf (Scerpella et al., 2005; Shultz et al., 2011). Gelenklaxität, Kollagenmetabolismus und Muskelstiffness unterliegen im Verlauf des weiblichen Menstruationszyklus starken Schwankungen (Zazulak et al., 2006; Eiling et al., 2007; Hicks-Little et al., 2007; Shultz et al., 2011; Shultz et al., 2012). Einer systematischen Übersichtsarbeit zufolge ist das VKB-Rupturrisiko innerhalb der ersten Hälfte des Zyklus am höchsten (Hewett et al., 2007b).

Zahlreiche Untersuchungen zeigen, dass die oben beschriebenen anatomischen Charakteristiken das VKB höheren, dynamischen, biomechanischen Belastungen aussetzen (Heiderscheit et al., 2000; Mizuno et al., 2001; Giffin et al., 2004; McLean et al., 2010b; McLean et al., 2011; Shultz & Schmitz, 2012) und in der Folge für die Ruptur prädisponieren können (Chaudhari et al., 2009; Zeng et al., 2013; Whitney et al., 2014; Beynon et al., 2014; Fernández-Jaén et al., 2015). Trotz der geschlechtsspezifischen Unterschiede scheinen einige dieser anatomischen Charakteristiken, beispielsweise die Größe des VKBs oder die Weite des interkondylären Notchs, beide Geschlechter im gleichen Maße einem erhöhten Verletzungsrisiko auszusetzen (Souryal & Freeman, 1993; Teitz et al., 1997; Mohamed et al., 2012; Mahajan et al., 2015; Fernández-Jaén et al., 2015; Shen et al., 2018).

Geschlechtsunterschiede finden sich auch im Hinblick auf die biomechanischen und neuromuskulären Faktoren des VKB-Verletzungsmechanismus (Krosshaug et al., 2007; Renstrom et al., 2008; Quatman & Hewett, 2009). Die biomechanisch-neuromuskulären Risikofaktoren weiblicher und männlicher Athleten werden in Kapitel 2.2.3 näher thematisiert.

Tabelle 1: Intrinsische und extrinsische Risikofaktoren für VKB-Rupturen (eigene Darstellung)

Intrinsische Risikofaktoren	Extrinsische Risikofaktoren
Geschlecht	Niveau und Art der Sportaktivität
Hormone (z. B. pre-/ post-pubertäre Entwicklung, Menstruation, Östrogen, Testosteron, Relaxin → Kollagenmetabolismus)	Spielfläche und Bodenbeschaffenheit
Genetik (z. B. Familienverletzungshistorie, kollagene Faserzusammensetzung)	Sportequipment (z. B. Schuhwerk)
Anatomie (z. B. Kniegelenksgeometrie, Beinachse, intercondyläre Notch, VKB-Größe, Q-Winkel, Relation zwischen Hüftbreite und Femurlänge, BMI, etc.)	Umweltbedingungen (z. B. Wetter) Wettkampf vs. Trainingsbedingungen
Vorherige VKB-Ruptur, Gelenkinstabilität/-laxität	
Körperliche Fitness (z. B. Muskelkraft, Knie-ROM) und sport-spezifische Bewegungstechnik, posturale Stabilität, Agilität	
Psychologische Faktoren (z. B. Risikowahrnehmung, Verletzungsangst, Motivation)	
Biomechanische Landestabilität	
Neuromuskuläre Landekontrolle	
Kognitive Funktion	

2.2.2 Verletzungsprädisponierende Spielsituationen und Bewegungsmuster

Die Erforschung des VKB-Verletzungsmechanismus basiert auf dem Einsatz vieler unterschiedlicher Techniken, wie z.B. Athletenbefragungen, arthroskopischen Untersuchungen, Videoanalysen, Kadaver- und In-vivo-Studien sowie mathematischen Modellierungen und Simulationen (Quatman et al., 2010). Nichtsdestotrotz konnte der Verletzungsmechanismus bisher noch nicht eindeutig definiert werden (Quatman et al., 2010).

Klarheit besteht jedoch darüber, dass sich bis zu drei Viertel aller VKB-Rupturen im Sport kontaktlos oder nur nach leichtem Gegnerkontakt ereignen (Boden et al., 2000; Olsen et al., 2004; Koga et al., 2010). Sprunglandungen, Richtungswechsel, Beschleunigungs-, Abstopp- und Drehbewegungen gehören zu den Mechanismen, die am häufigsten zu kontaktlosen VKB-Rupturen führen (Boden et al., 2000; Krosshaug et al., 2007; Boden et al., 2010; Dai et al., 2014). Etwa 20% aller kontaktlosen VKB-Läsionen im Basketball (Boden et al., 2009) und Handball (Olsen et al., 2004), 13% im Fußball (Waldén et al., 2015) und mehr als ein Drittel im australischen Football (Cochrane et al., 2007) treten nach fehlerhaften

Sprunglandungen auf. Insbesondere einbeinige Landungen scheinen das Kniegelenk hohen biomechanischen Belastungen auszusetzen (Yeow et al., 2011). Verletzungen scheinen sich insbesondere in Situationen zu ereignen, in denen der Aufmerksamkeitsfokus external ausgerichtet ist und Bewegungsabläufe und -reaktionen unbewusst bzw. automatisch erfolgen müssen (Krosshaug et al., 2007; Monfort et al., 2015; Almonroeder et al., 2017). In diesen Situationen sind die Sporttreibenden beispielsweise auf die Abwehr eines gegnerischen Angriffs, die Verteidigung des Ballbesitzes, das Passspiel oder das Erzielen von Toren/Punkten fokussiert.

2.2.3 Biomechanisch-neuromuskuläre Aspekte des Verletzungsmechanismus

In der Literatur finden sich zahlreiche Belege, wonach spezifische biomechanische (Kinematik und Kinetik) und neuromuskuläre Landecharakteristiken die Entstehung von VKB-Rupturen prädisponieren. Der nachfolgende Abschnitt gibt einen Überblick. Da Frauen bei äquivalenter Sportexposition einem höheren Verletzungsrisiko ausgesetzt sind, wurde der Verletzungsmechanismus bisher hauptsächlich bei weiblichen Athleten erforscht (Hewett et al., 2005b; Hewett et al., 2006; Renstrom et al., 2008; Hewett et al., 2009; Orr et al., 2013). Männer fungierten dabei meist als Vergleichsgruppe, ohne nähere subgruppenspezifische Betrachtung. Die Evidenzlage zu den männerspezifischen, biomechanisch-neuromuskulären Risikofaktoren ist daher verhältnismäßig gering (Sugimoto et al., 2015).

Mechanisch fungiert das VKB als primärer Stabilisator der anterioren Tibiatranslation gegenüber dem Femur. Sekundär wirkt es der tibialen Innenrotation sowie dem Valgus- und Varusstress entgegen (Butler et al., 1980; Fukubayashi et al., 1982). Übersteigen die mechanischen Belastungen die physiologischen Grenzen des VKBs, reißt es. Dies ist dementsprechend bei exzessiven, anterioren Scherkräften in der Sagittal- und dynamischen Knieabduktionsmomenten (Valgusstellung) in der Frontalebene der Fall (Markolf et al., 1995; Fung & Zhang, 2003; Hewett et al., 2005b). Der dynamische Knievalgus ist charakterisiert durch das kombinierte Auftreten einer Knieflexion von weniger als 30 Grad in der Sagittal-, einer Hüftadduktion in der Frontal- sowie einer Innenrotation der Hüfte und einer internalen

oder externalen Tibiarotation zwischen 5 und 15 Grad in der Transversalebene (Hewett et al., 2005b; Meyer & Haut, 2008; Torry et al., 2011). Eine vermehrte Knievalgusstellung während der Landung nach einem Sprung hat sich insbesondere bei Athletinnen als Risikofaktor für eine VKB-Ruptur herausgestellt (Sensitivität: 78%, Spezifität: 73%; Hewett et al., 2005b). Der dynamische Knievalgus scheint u. a. durch ein höheres Kraftniveau im Bereich der hüftabduzierenden Muskulatur positiv beeinflusst werden zu können (Dierks et al., 2008; Heinert et al., 2008), da ein höherer Hüftabduktionsmoment der vermehrten Adduktion des Femurs entgegenwirkt (Jacobs et al., 2007).

Die anteriore Tibiatranslation wird vor allem durch den Quadrizeps generiert, insbesondere bei Landungen in geringen Knieflexionswinkeln (0 bis 30/45 Grad; Draganich & Vahey, 1990; Dürselen et al., 1995; Markolf et al., 1995). Der Quadrizeps gilt daher als primärer Erzeuger des Knieextensionsmoments (Dai et al., 2014). Die mit seiner Kontraktion einhergehenden anterioren tibialen Scherkräfte setzen das VKB einer hohen Stressbelastung aus (Markolf et al., 1995). Es scheint allerdings fragwürdig zu sein, ob die in der sagittalen Ebene auftretenden mechanischen Kräfte (anteriore Scherkräfte, Knieextensionsmomente) isoliert überhaupt genug sind, um eine Ruptur des VKBs auszulösen (Pflum et al., 2004; McLean et al., 2004). Hohe, auf das VKB einwirkende, sagittale Belastungen scheinen sich allerdings auch auf weitere Ebenen auszuwirken. Torry et al. (2011) beobachteten bei männlichen Testpersonen während der Landung nach Drop-Jump in geringen Knieflexionswinkeln einen signifikanten Zusammenhang zwischen einer vermehrten Tibiatranslation und einem stärkeren Knievalgus (Frontalebene).

Landungen in höheren Knieflexionswinkeln erzeugen dahingegen geringere anteriore Scherkräfte (Yu & Garrett, 2007). Dabei wird einer vermehrten Hamstrings-Kontraktion eine protektorische Wirkung zugesprochen (Markolf et al., 2004). Die Hamstrings induzieren eine posteriore Tibiatranslation und wirken damit dem Knieextensionsmoment (Quadrizeps) entgegen (Renström et al., 1986; Solomonow et al., 1987; Markolf et al., 1995; Withrow et al., 2008; Hewett et al., 2010). Frauen scheinen im Vergleich zu Männern ein ungünstigeres

Kraftverhältnis zwischen Hamstrings und Quadrizeps aufzuweisen, da erstere bei ihnen relativ gesehen schwächer sind (Hewett et al., 2007a; Myer et al., 2009; Hewett et al., 2010; Ford et al., 2011). Als Folge neigen sie offenbar zu Landungen in vermehrter Knieextensivstellungsstellung (Hewett et al., 2010). Darüber hinaus beobachteten Palmieri-Smith et al. (2009) bei Freizeitathletinnen eine stärker verminderte Aktivierung der medialen relativ zu den lateralen Anteilen der beiden Muskelgruppen. Die verminderte Aktivität der medialen Quadrizeps und Hamstrings-Anteilen war signifikant assoziiert mit höheren Knieabduktionsmomenten während der Landung (Palmieri-Smith et al., 2009). Diese neuromechanischen Unterschiede könnten das höhere VKB-Ruptur-Risiko von Athletinnen mit erklären.

Vor diesem Hintergrund wird in der Literatur die Relevanz eines koordinativen Zusammenspiels der vorder- und rückseitigen Oberschenkelmuskulatur postuliert (Solomonow & Krogsgaard, 2001; Alentorn-Geli et al., 2009; Boden et al., 2010; LaBella et al., 2014). Quadrizeps und Hamstrings tragen maßgeblich zur Aussteuerung des optimalen Gleichgewichts zwischen Knieflexions- und -extensionsmomenten bei (Padua & DiStefano, 2009). Studien belegen, dass eine adäquate Kokontraktion dieser Muskelgruppen die dynamische Kniestabilität steigert und die Knieabduktionsmomente reduziert (Markolf et al., 1978; Lloyd, 2001). Forschende stellen allerdings in Frage, dass die Hamstrings in der Lage sind, den Knieextensionsmomenten auch in geringen Knieflexionswinkeln adäquat entgegenzuwirken (O'Connor, 1993; Kingma et al., 2004; Yu & Garrett, 2007). Nichtsdestotrotz scheinen sich Landungen in vermehrter Flexionsstellung des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks protektorisches auf das VKB auszuwirken (Hewett et al., 2010). Durch die vermehrte antizipatorische Aktivität v. a. der Hamstrings (Induktoren des Knieflexionsmoments) können die während der Landung auf das VKB einwirkenden maximalen Bodenreaktionskräfte offenbar besser absorbiert und damit gesenkt werden (Boden et al., 2009; Alentorn-Geli et al., 2009; Hewett et al., 2010; Podraza & White, 2010; Slater et al., 2015; Aizawa et al., 2016; Wernli et al., 2016).

Die maximalen Bodenreaktionskräfte (pGRF) sind signifikant assoziiert mit den während der Landung auf das VKB maximal einwirkenden anterioren Scherkräften und Knieextensionsmomenten (Cerulli et al., 2003; Yu et al., 2006b; Alentorn-Geli et al., 2009). Hohe, posteriore Bodenreaktionskräfte während der Landung induzieren ein Knieflexionsmoment, das durch ein höheres Extensionsmoment kompensiert wird (Yu et al., 2006a; Dai et al., 2014). Den Resultaten von Sell et al. (2007) zufolge erklärt die Kombination aus posteriorer Bodenreaktionskraft, Knieflexionsmoment-/winkel und Quadrizepsaktivität über 80 Prozent der Varianz der während der Landung auf das VKB einwirkenden anterioren tibialen Scherkräfte. Hewett et al. (2005b) berichteten auf Basis einer prospektiven Studie zudem signifikante Zusammenhänge zwischen höheren maximalen vertikalen Bodenreaktionskräften und höheren Knieabduktionswinkeln während des Landevorgangs. Darüber hinaus wiesen sie nach, dass Athletinnen, die im Laufe einer Spielsaison eine VKB-Ruptur erlitten, zum Zeitpunkt der präseasonalen Sprungtestung relativ zu ihren verletzungsfreien Mitspielerinnen sowohl in geringeren Flexionswinkeln (höherer Knieextensionsmoment) als auch mit einer im Mittel 20 Prozent höheren Bodenreaktionskraft landeten. Höhere Bodenreaktionskräfte scheinen daher sagittale und frontale kinematische und kinetische Landecharakteristiken zu prädisponieren, die mit einem gesteigerten VKB-Verletzungsrisiko assoziiert sind (Blackburn & Padua, 2008). Sanftere Landungen (niedrigere Bodenreaktionskräfte) in größeren Flexionswinkeln setzten das VKB demgegenüber geringeren biomechanischen Belastungen aus.

Die pGRF sowie die maximalen anterioren tibialen Scherkräfte werden bereits 50 bis 60 Millisekunden nach der Landung (initialen Bodenkontakt) erreicht (Torry et al., 2011; Aizawa et al., 2016). VKB-Rupturen ereignen sich daher bereits innerhalb weniger Zehntel Millisekunden (Yasuda et al., 1993; Koga et al., 2010). Der Aufbau der reflektorischen Muskelaktivität (Feedback-Kontrolle) nach Bodenkontakt beginnt allerdings frühestens nach ungefähr 60 bis 100 Millisekunden (Shultz et al., 2001; Hopkins et al., 2009). Hinzu kommt der erforderliche Zeitraum, der für die kognitive Verarbeitung potenzieller koordinativer Landedefizite benötigt wird (Swanik, 2015). Feedbackmechanismen allein reichen daher nicht

aus, um das Kniegelenk rechtzeitig zu stabilisieren (Palmieri-Smith et al., 2008; Swanik, 2015). Hierzu bedarf es einer adäquaten antizipatorischen Aktivierung der kniestabilisierenden Muskulatur, die die Gelenkstabilität bereits vor Bodenkontakt sichert und die zum Zeitpunkt der Landung auftretenden pGRF absorbiert (Komi & Gollhofer, 1997; Santello, 2005; Palmieri-Smith et al., 2008; Swanik, 2015). Eine vermehrte Abhängigkeit von den relativ langsamen Feedback-Mechanismen können Sporttreibende dementsprechend einem höheren Verletzungsrisiko aussetzen.

Die Landung mit vermehrter lateraler Rumpfflexion ist ein weiterer häufig beobachteter Mechanismus bei der Entstehung von VKB-Rupturen, insbesondere bei Athletinnen (Hewett et al., 2009). Die Bodenreaktionskräfte wandern immer in Richtung des Körperschwerpunkts. Durch die Lateralflexion des Rumpfes verschiebt sich dieser auch zur Seite und befindet sich so nicht mehr in einer axialen Linie über der Standfläche. Die lateral einwirkenden Bodenreaktionskräfte zwingen das Knie des Standbeins in eine vermehrte Abduktionsstellung (Hewett et al., 2010). Bei Athletinnen konnte die Seitverlagerung des Rumpfs während der Landung als ein verletzungsprädiktiver Indikator identifiziert werden (Sensitivität: 83%, Spezifität: 76%; Hewett et al., 2016). Diese Resultate decken sich mit denen von Zazulak et al. (2007). Demnach erwiesen sich propriozeptive Defizite im Bereich des Rumpfs von Athletinnen als Risikofaktor für eine VKB-Ruptur (Sensitivität: 90%, Spezifität: 56%). Die Hüftgelenkstellung kann einen weiteren verletzungsprädisponierenden Einflussfaktor darstellen. So führen Landungen in geringer Hüft-/Rumpfflexionsstellung (z. B. aufrechte Körperhaltung) zu größeren Hüftextensionsmomenten. Diese werden primär durch die Glutealmuskulatur induziert und verursachen eine vermehrte posteriore Verschiebung des Femurs gegenüber der Tibia (Hashemi et al., 2011), wodurch wiederum höhere anteriore Scherkräfte auf das VKB lasten (Markolf et al., 1995).

Darüber hinaus scheinen auch Defizite im Bereich der posturalen Standstabilität mit einem erhöhten Verletzungsrisiko einherzugehen. Eine Untersuchung von Butler et al. (2013) an männlichen American Footballspielern ergab, dass Athleten, die im Laufe einer Spielsaison

eine kontaktlose Verletzung der unteren Extremität erlitten, relativ zu ihren verletzungs-freien Mitspielern eine signifikant geringere dynamische posturale Kontrollfähigkeit aufwie-sen (Sensitivität: 100%, Spezifität: 72%).

Wie bereits in Kapitel 2.1.2 beschrieben sind auch VKB-Rekonstruierte häufig von persis-tenten, posturalen Kontrolldefiziten betroffen (Lehmann et al., 2017). Zudem neigen sie zu seitasymmetrischen Landungen, die das Kniegelenk der unversehrten Seite und/oder das Sprung- und Hüftgelenk der operierten Seite kompensatorisch höheren Extensionsmomen-ten aussetzen (Ernst et al., 2000; Paterno et al., 2007; Orishimo et al., 2010). Die Autoren-schaft interpretiert dies als Schutzmechanismus, um das operierte VKB geringen biome-chanischen Landebelastungen auszusetzen. Die Kombination aus einer reduzierten, pos-turalen Einbeinstandstabilität und einer größeren, seitasymmetrischen Verteilung der Knie-extensions- und -abduktionsmomente während der Landung hat sich als signifikanter Prä-diktor für eine Sekundärruptur herausgestellt (Sensitivität: 92%, Spezifität: 88%; Paterno et al., 2010). Tabelle 2 fasst die in der Literatur am häufigsten beschriebenen biomechanisch-neuromuskulären Risikofaktoren zusammen.

Tabelle 2: Biomechanisch-neuromuskuläre Risikofaktoren für VKB-Rupturen bei der Landung eines Sprungs (eigene Darstellung)

Biomechanische Risikofaktoren

Hüftadduktion und internale Hüft- und internal-exter-nale Tibiarotation

Stärkere anteriore Tibiatranslation bzw. höhere Knie-extensionsmomente

Geringe Flexionswinkel des Sprung-, Knie- und Hüft-gelenks

Vermehrte laterale Rumpfneigung

Seitasymmetrische Landung (Valgus, Extensions-moment, Bodenreaktionskraft)

Vermehrte Knieabduktion (Valgusstress)

Neuromuskuläre Risikofaktoren

Vermindertes Kraftverhältnis zwischen Hamstrings und Quadrizeps

Verminderte Aktivierung der posterioren kinetischen Kette (v. a. Hamstrings)

Verringerte Rumpfstabilität/-Propriozeption, Dynamische posturale Kontrolldefizite

Insuffiziente antizipatorische Muskelaktivität der knie-stabilisierenden Muskelgruppen

2.3 Der Antizipationsstatus und sein Einfluss auf die Landebio- mechanik

In Sportsportarten wie Fußball, Handball oder Basketball interagieren die Athlet/-innen in einer variablen und unvorhersehbaren Umwelt (Wang et al., 2013). Bewegungen und motorische Handlungspläne müssen unter hohem Zeitdruck spontan an die sich ständig veränderten, externen Anforderungen (z. B. Position des Balls und der Mit-/Gegenspieler/-innen) angepasst werden und können oftmals nicht vorausgeplant erfolgen (Grooms & Onate, 2015; Herman et al., 2015; Grooms et al., 2015a; Almonroeder, 2017; Millikan et al., 2018). Häufig müssen komplexe Bewegungsentscheidungen wie die Wahl des Landebeins noch während eines Sprungs getroffen werden (Shinya et al., 2011).

In den meisten der bisherigen Studien in denen die biomechanisch-neuromuskulären Risikofaktoren von VKB-Rupturen (Kapitel 2.2.3) untersucht wurden, kamen Sprunglandetests zum Einsatz, bei denen die Testpersonen bereits vor Bewegungsinitiierung wussten, auf welcher Seite sie landen und/oder in welche Richtung sie ein anschließendes Cutting-Manöver durchführen sollten (Meinerz et al., 2015). Diese vorhersehbaren bzw. vorplanbaren Testanforderungen bilden die tatsächlichen Spielanforderungen allerdings nur unzureichend ab (Besier et al., 2001; Meinerz et al., 2015; Dai et al., 2017).

Mit dem Ziel, den Aspekt der Unvorhersehbarkeit typischer Spielsituationen besser zu simulieren, führten Forschende in den letzten Jahren vermehrt Sprunglandetests durch, in denen die Testpersonen erst kurz vor Bodenkontakt (wenige Hundert Millisekunden; Tabelle 3) eine visuelle Information (Stimulus) erhielten, die anzeigte auf welcher Seite der Sprung zu landen und/oder in welche Richtung eine Folgebewegung (z. B. Cutting-Manöver) zu absolvieren war (Besier et al., 2001; Kim et al., 2014; Almonroeder et al., 2015; Meinerz et al., 2015; Herman & Barth, 2016; Chinnasee et al., 2018; Yom et al., 2018). Diese spontanen bewegungsbezogenen Auswahl-Reaktionsentscheidungen unter Zeitdruck werden in der Literatur meist als „nicht-antizipiert“ oder „nicht-vorgeplant“ bezeichnet, da die erforderliche Bewegungsaktion (Seite oder Richtung eines Lande-/Cutting-Manövers) zum Zeitpunkt der Bewegungsinitiierung (z. B. Absprung) noch unbekannt ist und so

nicht vorausgeplant werden kann. Als Referenz fungiert üblicherweise eine vorgeplante/antizipierte Bedingung unter der die Landeanforderungen bereits vor Bewegungsinitiierung bekannt sind.

Insgesamt liefert die Studienlage eindeutige Evidenz, wonach Lande-/Cutting-Manöver unter nicht-antizipierten/-vorplanbaren Bedingungen zu einer veränderten Biomechanik der unteren Extremität (Gelenkkinematik und –kinetik) nach Bodenkontakt führen (Tabelle 3). Ein Großteil dieser veränderten Landebiomechanik setzen das VKB, höheren dynamischen Belastungen aus und werden daher mit einem gesteigerten Verletzungsrisiko in Verbindung gebracht (Almonroeder et al., 2015). So demonstrieren etwa Weinhandl et al. (2013) bei Freizeitathletinnen, dass Landungen gefolgt von nicht-antizipierten Cutting-Manövern gegenüber antizipierten Pendants das VKB sowohl in der Sagittal- (+ 62%) und Frontal- (+ 26%) als auch in der Transversalebene (+ 12%) signifikant höheren, mechanischen Belastungen aussetzen. Der verletzungsprädiktive Wert dieser biomechanischen Modifikationen ist allerdings aktuell noch unbekannt. Die meisten Forschenden führen die reduzierte biomechanische Landesicherheit auf den gegenüber der antizipierten Bedingung vorherrschenden additiven Zeitdruck zurück (McLean et al., 2010a; Almonroeder et al., 2015). So scheint die relativ kurze verfügbare Reaktionszeit von nur einigen hundert Millisekunden während des Sprungs für die Verarbeitung des visuellen Stimulus und der entsprechenden Vorbereitung sowie Durchführung eines sicheren und stabilen Lande-/Cutting-Manövers häufig zu kurz zu sein. Tabelle 3 gibt eine Übersicht über die Evidenz zu den Effekten des Antizipationsstatus (nicht-antizipiert vs. antizipiert) auf die Landekinetik/-kinematik am Beispiel einer systematischen Übersichtsarbeit und einiger ausgewählter im Anschluss publizierter Studien.

Tabelle 3: Evidenzlage zu den Effekten des Antizipationsstatus auf die Gelenkinematik und –kinetik am Beispiel einiger ausgewählter Studien

Autor	Studientyp	Testpersonen	Test/Bedingung	Resultate
Almonroeder et al. (2015)	Systematisches Review	13 Studien (n = 245, davon 55% weiblich) Alter: 21±2 Ausschlusskriterium VKBR-Historie: 10/13, 3/13 (unklar) <u>Sportliche Aktivität:</u> Allg. Freizeitsport: 2/13 NCAA-College: 5/13 Amateurniveau: 1/13 Semiprofessionell: 1/13 Freizeitsport: 4/13 Keine Angabe: 2/13 Spielsportart ¹ : 10/11 Studien	Tests: Landen und Seit-Cutting (5/13); Sprinten/Laufen und Seit-Cutting (8/13) Bedingung: ANT vs. NANT: 13/13 Stimulus NANT: 350-850 ms vor Landung bzw. Erreichen der Kraftmessplatte (13/13) <i>Messverfahren:</i> kamerabasierte 3D-Bewegungsanalyse/ Kraftmessplatte (13/13)	Frontalebene: <u>Knieabduktionswinkel (8/13):</u> - sig. Zunahme unter NANT (5/8)* - sig. Zunahme nur nach Ermüdungsprotokoll (2/5)* - kein sig. Unterschied (3/8) <u>Knieabduktionsmomente (13/13):</u> - sig. Zunahme unter NANT (10/13)* - sig. Zunahme nur nach Ermüdungsprotokoll (1/10)*, nur bei Freizeitathleten (3/10)* - sig. Abnahme unter NANT (1/13) - kein sig. Unterschied (2/13) Sagittalebene: <u>Knieflexionswinkel (7/13):</u> - sig. Zunahme unter NANT (4/7) - kein sig. Unterschied (3/7) <u>Knieflexionsmoment (7/13):</u> - sig. Zunahme unter NANT (3/7)* - sig. Abnahme unter NANT (1/7) - kein sig. Unterschied (3/7) Transversalebene: <u>Internaler Knieerotationswinkel (6/13):</u> - sig. Zunahme unter NANT (4/6)* - kein sig. Unterschied (2/6) <u>Internaler Knieerotationsmoment (6/13):</u> - sig. Zunahme unter NANT (4/6)* - sig. Abnahme unter NANT (2/6)
Collins et al. (2016)	Cross-Over	n = 13 (100% weiblich) Alter: 22±2 Jahre Sport: College-Fußball (NCAA, 1. Division) VKBR-Historie: keine	<i>Test:</i> Sprinten/Laufen und Cutting nach rechts oder links <i>Bedingung:</i> ANT vs. NANT (vor und nach Ermüdungsprotokoll) <i>Stimulus NANT:</i> 600 ms <i>Messverfahren:</i> kamerabasierte 3D-Bewegungsanalyse/ Kraftmessplatte	Frontalebene: - sig. Zunahme max. Knieabduktionswinkel/-moment (+23%)* - sig. Zunahme max. internaler Knieadduktionsmoment (+33%) nur nach Ermüdungsprotokoll* Sagittalebene: - sig. Zunahme max. Knieflexionswinkel Transversalebene: - sig. Zunahme max. internaler Knieerotationswinkel*
Fong et al. (2014)	Querschnitt	n = 10 (100% männlich) Alter: 26±2 Jahre Sport: Freizeitniveau VKBR-Historie: keine	<i>Test:</i> Einbeinige Landung (rechts) mit Frontal- und Lateralsprüngen <i>Bedingung:</i> ANT vs. NANT <i>Stimulus NANT:</i> 200 ms vor Landung <i>Messverfahren:</i> kamerabasierte 3D-Bewegungsanalyse/ Kraftmessplatte	Frontalebene: sig. Reduktion des Knieabduktionswinkels nur bei NANT Vorwärtssprung und Lateralsprung nach rechts Transversalebene: sig. Reduktion des externalen Tibiofemoralwinkels nur bei NANT Vorwärtssprung und Lateralsprung nach rechts* Sagittalebene: sig. Reduktion des Knieflexionswinkel nur bei NANT Lateralsprung nach rechts*
Yom et al. (2018)	Querschnitt	n = 18 (100% weiblich) Alter: 21±2 Jahre Sport: Freizeitniveau VKBR-Historie: keine	<i>Test:</i> Beidbeinige Landung mit anschließenden Seit-Cutting nach rechts oder links <i>Bedingung:</i> ANT vs. NANT <i>Stimulus NANT:</i> 320 ms <i>Messverfahren:</i> kamerabasierte 3D-Bewegungsanalyse/ Kraftmessplatte	Frontalebene: sig. Zunahmen des Knieabduktionswinkels unter NANT* Transversalebene: sig. Reduktion des internalen Tibiofemoralwinkels Sagittalebene: keine Unterschiede GRF: sig. höhere max. posteriore GRF* und sig. längere Zeit bis max. mediale GRF kein Unterschied hinsichtlich max. vertikaler GRF

¹ Fußball, Basketball, Volleyball; * VKB-belastende Gelenkinematik/-kinetik; ANT = antizipiert; NANT = nicht-antizipiert; VKB-R = vordere Kreuzbandruptur; NCAA = National Collegiate Athletic Association; GRF = ground reaction force (Bodereaktionskraft), sig. = signifikant; 3D = dreidimensional; ms = Millisekunden

Tabelle 3 basiert in erster Linie auf den Daten von gesunden, sportlich aktiven Frauen und Männern ohne Historie schwererer Knieverletzungen (z.B. VKB-Ruptur). Bei den meisten Testpersonen handelt es sich um Freizeit- oder College-Athlet-/innen aus dem Bereich der Sportsportarten. Der professionelle Sportbereich ist bislang kaum erforscht worden. Alle Studien untersuchten die Auswirkungen des Antizipationsstatus auf die biomechanische Landesicherheit. Die Analyse erfolgte nahezu ausschließlich unter Einsatz von kamerabasierten 3-Dimensionalen-Bewegungsanalyse-Verfahren in Synchronisation mit Kraftmessplatten. Dabei wurde in der Regel eine Kombination aus Lande- und Cutting-Manövern untersucht (Tabelle 3).

Einzelne Studien liefern Hinweise für die Auswirkungen des Sportexpertise-Niveaus auf die Landesicherheit unter nicht-antizipierten Anforderungen (Kipp et al., 2013; Lee et al., 2013; Meinerz et al., 2015). Meinerz et al. (2015) beobachteten beispielsweise bei College-Fußballerinnen der ersten Division einen vermehrten Einsatz neuromechanischer Schutzstrategien, die sich u. a. in Form höherer, externaler Hüftrotations- und Hüftabduktionsmomente zeigten. Diese gelenkkinetischen Charakteristika wirken der internalen Rotation und Adduktion des Femurs als Kennzeichen des VKB-Verletzungsmechanismus entgegen (Hewett et al., 2005b; Jacobs et al., 2007; Ireland ML, 2016). Ähnliche Beobachtungen machten Kipp et al. (2013). Sie zeigten, dass College-Athletinnen der ersten Division im Vergleich zu Freizeitsportlerinnen sowohl unter antizipierten als auch nicht-antizipierten Landeanforderungen geringere Knieabduktionsmomente und –winkel aufwiesen. Diese Befunde stimmen mit den Resultaten von Lee et al. (2013) überein, die ähnliche Beobachtungen bei männlichen semiprofessionellen Fußballspielern im Vergleich zu Amateurspielern machten.

Im Vergleich zwischen den Geschlechtern liefern einzelne Studien Evidenz, wonach Athletinnen – ähnlich wie unter antizipierten Bedingungen (Kapitel 2.2.3) - auch unter nicht-antizipierten Bewegungsanforderungen vermehrt zu biomechanischen Landecharakteristiken neigen, die sie einem höheren Verletzungsrisiko aussetzen können (Beaulieu et al., 2009; Iguchi et al., 2014). Gegensätzliche Beobachtungen machten hingegen Khalid et al. (2015).

Unter Ermüdungsbedingungen wiesen Männer im Vergleich zu Frauen während nicht-antizipierter/-vorgeplanter Landungen signifikant höhere anteriore tibiale Scherkräfte und vertikale maximale Bodenreaktionskräfte (pVGRF) sowie internale Knierotationsmomente auf. Die heterogenen Präsentationszeiten des nicht-antizipierten Stimulus (zwischen 200 und 850 ms vor Bodenkontakt) sowie potenzielle Unterschiede zwischen den Expertise-Leveln und Geschlechtern könnten die zum Teil unerwarteten Resultate einzelner Studien erklären (Tabelle 3), wonach unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bedingungen eine unveränderte oder sogar sichere biomechanische Landecharakteristik beobachtet wurden. Zukünftige Studien dürften diesbezüglich weitere Aufschlüsse bieten.

2.4 Relevanz der Kognition im Verletzungskontext

2.4.1 Kognitive Funktion und Verletzungsrisiko/-inzidenz

Unter dem Begriff "kognitive Funktion" werden diverse mentale Fähigkeiten zusammengefasst, beispielsweise logisches und abstraktes Denken, Problemlösung, soziale Interaktion, Sprache, Verständnis komplexer Sachverhalte, kristalline und fluide Intelligenz, Gedächtnis, Lernen, visuelle und auditive Wahrnehmung sowie die kognitive Informationsverarbeitung (Carroll, 1993). Ein Großteil dieser mentalen Fähigkeiten spielt im Sport- und Verletzungskontext eine eher untergeordnete Rolle. Vor diesem Hintergrund entwickelte (Herman et al., 2015) eine enger gefasste Arbeitsdefinition, welche die folgenden Dimensionen umfasst: Visuelle Aufmerksamkeit, propriozeptive/kinästhetische Wahrnehmung, Reaktions- und Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit, Dual-/Multi-Tasking und Agilität. Letztere beschreibt die Fähigkeit, die Bewegungsausführung auf einen Reiz hin möglichst schnell und präzise anzupassen bzw. zu verändern (Little & Williams, 2005). Herman et al. (2015) zufolge bilden diese Fertigkeiten die Grundlage für Sporttreibende die variablen und unvorhersehbaren Anforderungen im Sport erfolgreich und sicher zu bewältigen.

In hierarchischer Hinsicht lassen sich die kognitiven Funktionen in niedrigere und höhere mentale Fähigkeiten einteilen (Alvarez & Emory, 2006; Sanchez-Cubillo et al., 2009). Studien liefern eindeutige Evidenz für die Bedeutung der höheren bzw. exekutiven Funktionen

für die Spielsportleistung/-expertise im Fußball (Vestberg et al., 2012; Verburgh et al., 2014; Huijgen et al., 2015; Vestberg et al., 2017; Sakamoto et al., 2018). Der Autorenschaft dieser Arbeiten zufolge weisen Athlet/-innen höherer im Vergleich zu niedrigeren Spielklassen sowie Novizen oder Nicht-Ballsportler/-innen deutlich höher entwickelte Exekutivfunktionen auf. Diese sind an der Steuerung und Regulation der niedrigeren/basalen kognitiven Prozesse (z. B. visuelle Wahrnehmungsfähigkeit, visuomotorischen Reaktions- und Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit) beteiligt (Alvarez & Emory, 2006; Diamond, 2013). Zudem ermöglichen sie ein ziel- und zukunftsgerichtetes Planen und Entscheiden in komplexen Situationen (Alvarez & Emory, 2006; Diamond, 2013). Die kognitive Flexibilität, Inhibitionskontrolle sowie das Arbeitsgedächtnis bilden die drei zentralen Exekutivfunktionen (Miyake et al., 2000; Diamond, 2013). Anders als in den Spielsportarten agieren Athlet/-innen im Ausdauersport in einer eher statischen und vorhersehbaren Umgebung, die geringere Anforderungen an die perzeptuell-kognitiven Fähigkeiten stellt (Di Russo et al., 2010). Studien liefern zudem Evidenz für die Relevanz der kognitiven Funktion im Kontext kontaktloser muskuloskelettaler Verletzungen der unteren Extremität in den Pivot- und Kontaktsportarten (Swanik et al., 2007; Hutchison et al., 2011; Mokha & Wilkerson, 2012; Wilkerson et al., 2016). Swanik et al. (2007) konnten erstmals nachweisen, dass Athlet/-innen, die sich im Verlauf einer Saison eine kontaktlose VKB-Ruptur zuzogen, im Vergleich zu ihren verletzungsfreien Teammitgliedern präseasonal eine niedrigere Leistungsfähigkeit in den untersuchten kognitiven Funktionen (z. B. Gedächtnis, Reaktionsgeschwindigkeit) aufwiesen. Weitere Studien belegen den verletzungsprädiktiven Wert der visuell-motorischen Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit (Mokha & Wilkerson, 2012; Wilkerson et al., 2016). Hutchison et al. (2011) beobachteten bei verletzten im Vergleich zu verletzungsfreien Sporttreibenden größere Defizite im Bereich der Arbeitsgedächtnisleistung. Tabelle 4 gibt einen detaillierten Überblick.

Tabelle 4: Rolle der kognitiven Funktion im Verletzungskontext

Studie	Methode	Resultate
Swanik 2007	<p>Prospektive Beobachtungsstudie (verletzungsprädiktiver Wert kognitive Funktion); N = 160 NAIA und NCAA-Athleten (90 weiblich; Alter: 21 ± 2): diverse Spiel- und Kontaktsportarten</p> <p>kognitive Funktion erfasst präseasonal mittels ImPACT (6 Tests zusammengefasst in 4 Scores: Reaktionszeit, Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit, visuelles und verbales Gedächtnis);</p> <p>Unterschiedshypothese: Athleten mit kontaktloser VKB-Ruptur während Saison (n=80) vs. nicht-verletzte Mitspieler (n=80);</p> <p>Matching-Kriterien: Körpergröße, Gewicht, Alter, Geschlecht, Sportart, Position, Jahre Spielerfahrung auf College-Niveau)</p>	<p>Athleten mit kontaktloser VKB-Ruptur vs. nichtverletzte Mitspieler: sig. geringere Testleistung in allen 4 zusammenfassenden Test-Scores ($p < 0.05$).</p>
Mokhha et al. (2012)	<p>Prospektive Beobachtungsstudie (verletzungsprädiktiver Wert kognitive Funktion); 76 NCAA-Football-Athleten (Alter: 20 ± 1.5); Präseasonale kognitive Funktion erfasst mittels ImPACT (7 Tests zusammengefasst in 5 Scores; operationalisiert anhand eines globalen Scores)</p>	<p>Mindestens eine Zerrung/Verstauchung im Bereich der unteren Extremität im Verlauf der Saison (23/76; 30%); Cut-off-point ≥ 0.55 sec sig. Diskriminierung zwischen verletzten und nicht-verletzten Athleten (Sensitivität: 74%; Spezifität: 51%; relatives Risiko: 2.2; Odds-Ratio = 2.9)</p>
Wilkerson et al. (2016)	<p>Prospektive Beobachtungsstudie (verletzungsprädiktiver Wert kognitive Funktion); 76 NCAA-Football-Athleten (Alter: 20 ± 1.5; Geschlecht=?); Präseasonale visuomotorische Reaktionsgeschwindigkeit, erfasst mittels Dynavision D2 System</p>	<p>Mindestens eine Zerrung/Verstauchung im Bereich der unteren Extremität im Verlauf der Saison (36/76; 43%); Cut-off-point ≥ 705 msec sig. Diskriminierung zwischen verletzten und nicht-verletzten Athleten (Sensitivität: 67%; Spezifität: 54%; Odds-Ratio = 2.3)</p>
Hutchison et al. (2011)	<p>Längsschnittstudie n = 72 NCAA-Athleten (24 weiblich; Alter: 20 ± 2): Pivot- und Kontaktsportarten; Unterschiedshypothese: Gr. 1: verletzungsfrei (n=36), Gr. 2: muskuloskeletale Verletzung (n=18) Gr. 3: Concussion (n=18) Kognitive Funktion präseasonal und 72h nach Verletzung erfasst (ANAM Testbatterie)</p>	<p>Gr. 2 vs. Gr. 1: sig. geringe räumliche und visuell-räumliche Arbeitsgedächtnisleistung ($p < 0.05$) Gr. 3 vs. Gr. 1: sig. geringere Testleistung: visuomotorische Reaktionszeit, visuelle Wahrnehmung, Aufmerksamkeit räumliches und visuell-räumliches Arbeitsgedächtnis ($p < 0.05$) Gr. 2 vs. Gr. 3: in keiner der getesteten kognitiven Funktionen sig. Unterschiede ($p > 0.05$)</p>

NAIA = National Association of Intercollegiate Athletics; NCAA = National Christian College Athletic Association
 ImPACT: Immediate Post-Concussion Assessment and Cognitive Testing (PC-basierte neurokognitive Testbatterie bestehend aus 7 kognitiven Tests, die in Form von 5 zusammenfassender Scores zusammengefasst werden: Reaktionszeit, visuomotorische Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit, visuelles und verbales Gedächtnis sowie Inhibitionskontrolle (Schatz et al., 2006); ANAM: Automated Neuropsychological Assessment Metrics (PC-basierte Testbatterie zur Erfassung folgender kognitiver Dimensionen: visuomotorische Reaktionszeit, visuelle Wahrnehmung, Aufmerksamkeit, verbales, räumliches und visuell-räumliches Arbeitsgedächtnis) (Cernich et al., 2007; Hutchison et al., 2011)

Diese Forschungsergebnisse (Tabelle 4) liefern Evidenz, wonach es sich neben den biomechanisch-neuromechanischen Risikofaktoren (Kapitel 2.2.3) in Form der kognitiven Funktion, um einen weiteren potenziell modifizierbaren prädisponierenden Faktor für die Entstehung kontaktloser Knieverletzungen handeln könnte.

Die Resultate dieser prospektiven Studien ermöglichen jedoch noch keine Aussagen über die Relevanz der kognitiven Funktion für die biomechanische Landesicherheit (VKB-Verletzungsmechanismus) unter nicht-antizipierten Bedingungen (Almonroeder, 2017). Hinweise für diese Assoziation liefern erste Untersuchungen in denen gezeigt werden konnte, dass Sporttreibende mit einer verminderten kognitiven Leistungsfähigkeit schlechter mit den nicht-antizipierten/-vorgeplanten Landeanforderungen zurechtzukommen scheinen. Das nachfolgende Kapitel gibt einen Überblick über die aktuelle Evidenz.

2.4.2 Kognitive Funktion und Antizipation

Die erfolgreiche Anpassung bzw. Korrektur von Bewegungsaktionen und motorischen Handlungsplänen in Reaktion auf unvorhergesehene externale oder internale Reize (visuell, auditiv und somatosensorisch; Kapitel 2.3) unter Zeitdruck sind Kennzeichen typischer Spielsituationen und stellen hohe Anforderungen an die kognitive Funktion (Herman et al., 2015; Swanik, 2015; Grooms & Onate, 2015; Almonroeder, 2017; Millikan et al., 2018).

Unter nicht-antizipierten/-vorplanbaren Landebedingungen (Kapitel 2.3) müssen die relevanten Reize, wie beispielsweise eine erst nach Absprung eingeblendete Landeinformation (Seite/Richtung von Landung/Cutting), noch kurz vor Eintritt der bevorstehenden Gelenkbelastung (z. B. Bodenkontakt) in kurzer Zeiteinheit (während des Sprungs) wahrgenommen und verarbeitet werden. Daraufhin müssen entsprechende landebezogene Auswahl-/Reaktionsentscheidungen getroffen, geeignete Bewegungsreaktionen ausgewählt und das Landemanöver möglichst sicher durchgeführt werden (McLean et al., 2010a; Swanik, 2015; Wilkerson et al., 2016; Almonroeder, 2017). Das Gesamtergebnis all dieser Prozesse ist u. a. abhängig vom Niveau der zugrundeliegenden kognitiven Funktion (Herman et al., 2015).

So ist es vorstellbar, dass Sporttreibende mit einer defizitären Inhibitionskontrolle, kognitiven Flexibilität oder einer geringeren visuell-motorischen Reaktionsgeschwindigkeit z. B. größere Schwierigkeiten im Umgang mit den nicht-antizipierten Bewegungsanforderungen (Kapitel 2.3) aufweisen (Abbildung 1). So kann es ihnen beispielsweise schwerer fallen, während eines Sprungs schnelle und korrekte landebezogene Auswahl-Reaktionsentscheidungen zu treffen, fehlerhafte/inadäquate Bewegungsreaktionen zu unterdrücken/korrigieren oder prädefinierte motorischen Pläne unter hohem Zeitdruck an unerwartete Reize anzupassen. Dies kann fehlerhafte (z. B. Landung auf der falschen Seite relativ zur angezeigten Seite) oder unsichere bzw. instabilere Landungen begünstigen und ein erhöhtes Knieverletzungsrisiko zur Folge haben (Abbildung 1).

Diese Annahmen gehen konform mit den Überlegungen von Herman et al. (2015), wonach eine verminderte Leistungsfähigkeit in ausgewählten kognitiven Funktionen neuromuskuläre Defizite prädisponieren und Sporttreibende in dynamischen und unvorhersehbaren Spielsituationen einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen können. Abbildung 1 veranschaulicht die beschriebenen kognitiv-motorischen Herausforderungen bei der erfolgreichen Bewältigung nicht-antizipierter/-vorgeplanter Bewegungsanforderungen am Beispiel der Sprunglandung.

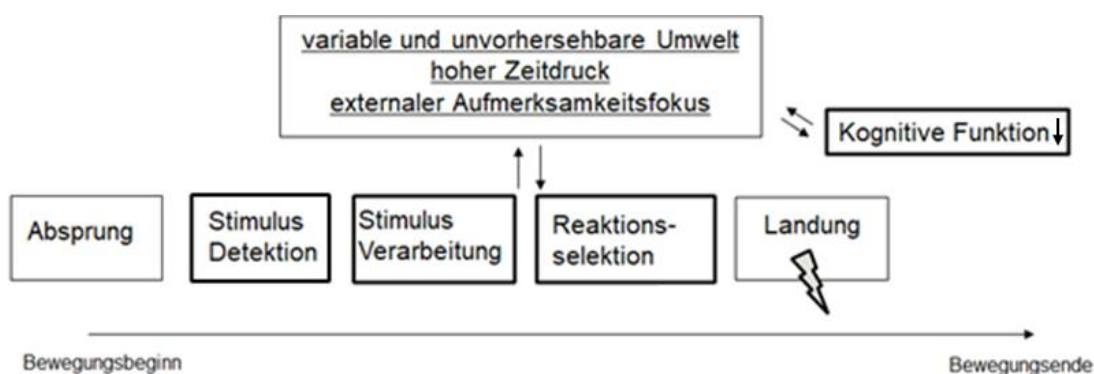


Abbildung 1: Kognitive Anforderungen in den Spielsportarten (eigene Darstellung)

In der Tat liefern erste Querschnittbefunde Hinweise, wonach Sporttreibende mit geringeren im Vergleich zu jenen mit besseren kognitiven Fähigkeiten während der Durchführung nicht-antizipierter/-vorgeplanter Lande-/Cutting-Manöver (wie in Kapitel 2.3 beschrieben)

biomechanische und neuromechanische Mechanismen aufweisen, die mit einem gesteigerten VKB-Ruptur-Risiko assoziiert sein könnten (Herman & Barth, 2016; Shibata et al., 2018). Die bisher in diesem Kontext untersuchten kognitiven Funktionen (s. u.) sind unter hierarchischen Gesichtspunkten primär den niedrigeren kognitiven Prozessen zuzuordnen (Kapitel 2.4.1). Tabelle 5 gibt einen Überblick.

Tabelle 5: Kognitive Funktion und nicht-antizipierte Bewegungsanforderungen

Studie	Methode	Resultate
Herman et al. (2016)	<p>Querschnittstudie; Unterschiedshypothese;</p> <p><i>Testpersonen:</i> 123 gesunde und verletzungsfreie Freizeitathleten/-innen getestet: Sprung- und Pivotsportarten (u.a. Basketball, Fußball, Volleyball, Lacrosse)</p> <p><i>Ausschlusskriterium VKBR-Historie:</i> Nein</p> <p>Davon eingeschlossen: n = 40; Alter: 21 ± 2)</p> <p><i>Gruppenvergleich:</i> Gruppe mit geringerer (n = 20 davon 10 weiblich) vs. höherer (n = 20 davon 10 weiblich) kognitiver Leistungsfähigkeit (operationalisiert anhand des CRIs)</p> <p><i>Kriterien der Gruppenzuteilung:</i> Höhere kognitive Funktion: 1 Score > 80% Perzentile und 2 Scores > 60% Perzentile Niedrigere kognitive Funktion: 1 Score < 40% Perzentile und 2 Scores < 70% Perzentile oder mind. 2 Scores < 30% Perzentile</p> <p><i>Motorischer Test:</i> bilateraler Drop-Jump mit NANT Folgesprung (NANT Stimulus: 250 Millisekunden vor erster Landung)</p> <p><i>Messverfahren:</i> kamerabasierte 3D-Bewegungsanalyse/ Kraftmessplatte</p>	<p>Pb mit geringerer vs. höherer kognitiver Leistungsfähigkeit:</p> <p>Signifikant höhere(r) maximale vertikale Bodenreaktionskraft (1.8 ± 0.5 vs. 1.4 ± 0.4 –faches Körpergewicht; p<0.01); maximale anteriore tibiale Scherkraft (0.9 ± 0.2 vs. 0.7 ± 0.2 –faches Körpergewicht; p<0.01), Knieabduktionsmoment (0.47 ± 0.56 vs. 0.03 ± 0.64 Körpergewicht x -größe; p = 0.03); Knieabduktionswinkel (6.1° ± 4.7° vs. 1.3° ± 5.6°; p=0.03) und geringere Rumpfflexion (9.6° ± 9.6° vs. 16.4° ± 11.2°; p<0.01).</p>
Shibata et al. (2018)	<p>Querschnittstudie; Unterschiedshypothese;</p> <p><i>Testpersonen:</i> 15 Athletinnen (Alter: 20.1±1.3): Spielsport (u.a. Fußball, Basketball); Universitätsclubs, höchstes nationales Level</p> <p><i>Ausschlusskriterium VKBR-Historie:</i> Ja</p> <p><i>Kognitive Funktion</i> operationalisiert mittels SDMT</p> <p><i>Gruppenvergleich:</i> Höhere vs. geringere kognitive Leistungsfähigkeit (SDMT)</p> <p><i>Kriterien der Gruppenzuteilung:</i> Mediansplit</p> <p><i>Motorische Aufgabe:</i> Drop-Jump mit einbeiniger Landung auf dominanter Seite und NANT Seit-Cutt, Vorwärtsschritt oder Landeposition (NANT Stimulus: nach Verlassen der Box)</p> <p><i>Outcomes:</i> kinetische und kinematische Landeparameter sowie EMG-Aktivität Quadrizeps, Hamstrings und Ratio Hamstrings: Quadrizeps vor und während Bodenkontakt</p> <p><i>Messverfahren:</i> kamerabasierte 3D-Bewegungsanalyse/ Kraftmessplatte + EMG</p>	<p>Geringerer vs. höherer SDMT:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Höhere Quadrizepsaktivität vor und nach Bodenkontakt - Niedrigeres Hamstrings-Quadrizeps-Ratio nach Landung - Keine Unterschiede in kinematische/ kinetische Landecharakteristik

CRI = Concussion Resolution Index: PC-gestützte, neurokognitive Testbatterie zur Erfassung der einfachen Reaktionsgeschwindigkeit (Zeit um auf einen visuellen Stimulus zu reagieren), komplexe Reaktionszeit (Entscheidungsgeschwindigkeit) sowie visuelles Scannen/psychomotorische Geschwindigkeit (Erlanger et al., 2001; Erlanger et al., 2003); SDMT = The Symbol Digit Modalities Test (Pen and Paper-Test) zur Erfassung folgender kognitiver Funktionen: psychomotorische Geschwindigkeit, visuelles Kurzzeitgedächtnis, Aufmerksamkeit und Konzentration zusammengefasst in Form eines globalen Scores (Register-Mihalik et al., 2012); ANT = Antizipiert; NANT = nicht-antizipiert; EMG = Elektromyografie; Fortsetzung von Tabelle 5.

3 Forschungsdefizit

Sporttreibende ohne VKB-Verletzungshistorie

Nicht-antizipierte/-vorplanbare Lande- und Cutting-Manöver führen im Vergleich zu antizipierten Bewegungsanforderungen zu einer verminderten biomechanischen Stabilität der unteren Extremität (Kapitel 2.3). Die Abnahme der Landesicherheit, die im Rahmen dieser Arbeit als sog. „*nicht-antizipierte Landekosten*“ definiert wird, kann Forschenden zufolge Athlet/-innen einem höheren VKB-Verletzungsrisiko aussetzen (Almonroeder et al., 2015). Bislang noch unklar ist, ob das Ausmaß der nicht-antizipierten Landekosten mit der kognitiven Funktion assoziiert ist. Aufgrund der wahrscheinlichen Modifizierbarkeit des potenziellen Risikofaktors würde diese Erkenntnis allerdings wichtige, verletzungspräventive Potenziale bieten (Herman et al., 2015). Erste Studien (Herman & Barth, 2016; Shibata et al., 2018) liefern Hinweise für die Relevanz der kognitiven Funktion für die erfolgreiche Bewältigung nicht-antizipierter Landeanforderungen (Kapitel 2.4.2). Die Autorenschaft dieser Publikationen berücksichtigte jedoch keine antizipierte Kontroll-/Referenzbedingung, so dass sich über die den nicht-antizipierten Landekosten zugrundeliegenden kognitiven Prozesse aktuell keine Aussage treffen lässt.

Zudem ist die Relevanz speziell der höheren bzw. Exekutivfunktionen (Kapitel 2.4.1) für die biomechanische Landesicherheit unter nicht-antizipierten/-vorplanbaren Bedingungen noch weitestgehend unklar.

Nach Kenntnisstand des Verfassers liegen darüber hinaus bisher keine publizierten Arbeiten vor, in denen über die biomechanische Landestabilität hinaus Surrogate der „Entscheidungsqualität“ thematisiert wurden, d. h. die Fähigkeit sich trotz des Zeitdrucks und der hohen kognitiven Beanspruchung während des Sprungs für die korrekte Landeseite entscheiden und das Landemanöver überhaupt erfolgreich durchführen zu können. Falsche oder verzögerte Entscheidungsprozesse unter nicht-antizipierten/-vorplanbaren Landebedingungen können nämlich nicht nur unsichere, sondern sogar fehlerhafte bzw. misslungene Landungen (z. B. Landung auf der falschen Seite oder Stürze) prädisponieren. Folgenlos im standardisierten Laborsetting könnten diese bewegungsbezogenen Fehlentscheidungen Athlet/-innen unter realistischen Spielanforderungen ebenfalls einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen (etwa Kollision mit Gegenspieler/-innen).

Sporttreibende mit VKB-Verletzungshistorie

Die bisherigen Erkenntnisse über die Effekte des Antizipationsstatus auf die biomechanische Landesicherheit (Kapitel 2.3) basieren in erster Linie auf Daten sportlich aktiver Kollektive ohne Historie rekonstruierter VKB-Rupturen. Nach Kenntnisstand des Verfassers liegt aktuell erst eine publizierte kontrollierte Studie vor (Clarke et al., 2015), in der die Landebiomechanik unter nicht-antizipierten/-vorplanbaren Anforderungen an Testpersonen mit VKB-rekonstruierten Knien untersucht wurde. Allerdings beinhaltete diese Studie keine antizipierte Kontrollbedingung. Dadurch lässt sich die Höhe der nicht-antizipierten Landekosten und das möglicherweise damit einhergehende gesteigerte Wiederverletzungsrisiko (Kapitel 2.3.3) innerhalb dieser Zielgruppe nicht beurteilen.

Studien liefern Evidenz für den verletzungsprädiktiven Wert der kognitiven Funktion (Kapitel 2.4.1). Demnach scheinen Spieler/-innen, die im Laufe einer Saison eine kontaktlose muskuloskelettale Verletzung der unteren Extremität erlitten, im Vergleich zu ihren verletzungs-freien Teammitgliedern präseasonal eine geringere Leistungsfähigkeit in einzelnen ausgewählten kognitiven Funktionen (u. a. Reaktionsgeschwindigkeit und Gedächtnis) aufzuweisen (Swanik et al., 2007; Mokha & Wilkerson, 2012).

Wie bereits unter Kapitel 2.4.2 beschrieben, identifizierten Forschende im Rahmen von weiteren Untersuchungen an Testpersonen ohne schwerwiegende Knieverletzungshistorie einen signifikanten Zusammenhang zwischen einer geringeren kognitiven Funktionsfähigkeit und einer riskanteren biomechanischen Landecharakteristik (Herman & Barth, 2016; Shibata et al., 2018).

Die bisher noch unerforschte Verknüpfung der beiden vorangegangenen Befunde lässt vermuten, dass Athlet/-innen, die bereits eine kontaktlose VKB-Ruptur erlitten haben, im Vergleich zu verletzungsfreien Sporttreibenden - möglicherweise aufgrund von größeren Schwächen im Bereich der kognitiven Funktion - schlechter mit den variablen und unvorhersehbaren Anforderungen typischer Spielsituationen zurechtkommen. Dies kann sich in höheren nicht-antizipierten Landekosten niederschlagen. Dieser potenziell inhärente Risikofaktor für eine Re-Ruptur könnte bereits der Primär-Verletzung originär zugrunde gelegen haben und unbehandelte Athlet/-innen nach Sportrückkehr einem gesteigerten Sekundär-ruptur-Risiko aussetzen. Dies könnte die in der Literatur vielfach beobachteten, hohen Wiederverletzungsraten nach Wiederaufnahmen der Sport- und Wettkampftätigkeit (Paterno et al., 2012, 2014) mithin erklären (Kapitel 2.1.3). Die aus der wissenschaftlichen Untersuchung dieser Annahmen gewonnenen Erkenntnisse können daher wichtige Ansätze für die Sekundärprävention der VKB-Ruptur im Sport bieten.

4 Fragestellungen und Hypothesen

Vor dem oben beschriebenen Forschungsdefizit adressiert diese Dissertation die folgenden Fragestellungen:

- (1) Führen nicht-antizipierte vs. antizipierte Sprunglandungen zu einer verminderten Entscheidungsqualität und/oder biomechanischen Landestabilität (nicht-antizipierte Landekosten) bei Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe sowie Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie?

- (2) Sind höhere nicht-antizipierte Landekosten assoziiert mit einer geringen Leistungsfähigkeit in ausgewählten niedrigeren und höheren kognitiven Funktionen bei Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe sowie Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie?
- (3) Weisen Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe im Vergleich zu Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie eine geringere Entscheidungsqualität und/oder biomechanische Landestabilität unter einer antizipierten und/oder nicht-antizipierten Sprunglandebedingung sowie höhere nicht-antizipierte Landekosten auf?
- (4) Weisen Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe im Vergleich zu Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie eine geringere Leistungsfähigkeit in ausgewählten niedrigeren und/oder höheren kognitiven Funktionen auf?
- (5) Zeigen Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe im Vergleich zu Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie einen stärkeren Zusammenhang zwischen nicht-antizipierten Landekosten und ausgewählten niedrigeren und/oder höheren kognitiven Funktionen?

Auf dieser Basis lassen sich die folgenden Hypothesen ableiten:

Nullhypothese (1): Die Entscheidungsqualität sowie die biomechanische Landestabilität unterscheiden sich nicht zwischen der antizipierten und nicht-antizipierten Sprunglandebedingung (keine nicht-antizipierten Landekosten) weder bei Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe noch bei Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie.

Alternativhypothese (1): Die Entscheidungsqualität sowie die biomechanische Landestabilität unterscheidet sich zwischen der antizipierten und nicht-antizipierten Sprunglandebedingung (nicht-antizipierte Landekosten) sowohl bei Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe als auch bei Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie.

Nullhypothese (2): Nicht-antizipierte Landekosten sind nicht mit ausgewählten niedrigeren und/oder höheren kognitiven Funktionen assoziiert bei Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe als auch bei Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie.

Alternativhypothese (2): Nicht-antizipierte Landekosten sind mit ausgewählten niedrigeren und/oder höheren kognitiven Funktionen assoziiert, sowohl bei Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe als auch bei Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie.

Nullhypothese (3): Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe unterscheiden sich nicht von Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie hinsichtlich der Entscheidungsqualität und/oder biomechanischen Landestabilität weder innerhalb der antizipierten noch der nicht-antizipierten Sprunglandebedingung oder der Höhe der nicht-antizipierten Landekosten.

Alternativhypothese (3): Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe unterscheiden sich nicht von Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie hinsichtlich der Entscheidungsqualität und/oder biomechanischen Landestabilität sowohl innerhalb der antizipierten und/oder der nicht-antizipierten Sprunglandebedingung oder der Höhe der nicht-antizipierten Landekosten.

Nullhypothese (4): Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe unterscheiden sich nicht von Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie hinsichtlich der Leistungsfähigkeit ausgewählter niedrigerer und/oder höherer kognitiver Funktionen.

Alternativhypothese (4): Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe unterscheiden sich von Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie hinsichtlich der Leistungsfähigkeit ausgewählter niedrigerer und/oder höherer kognitiver Funktionen.

Nullhypothese (5): Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe weisen keinen stärkeren Zusammenhang zwischen nicht-antizipierten Landekosten und ausgewählten niedrigeren und/oder höheren kognitiven Funktionen auf als Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie.

Alternativhypothese (5): Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe weisen einen stärkeren Zusammenhang zwischen nicht-antizipierten Landekosten und ausgewählten niedrigeren und/oder höheren kognitiven Funktionen auf als Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie.

5 Methodik

5.1 Studientyp und ethische Standards

Die im Rahmen dieser Dissertation beschriebenen Daten basieren auf einer Querschnittstudie. Die Untersuchung wurde nach Prüfung durch die lokale Ethikkommission (Referenznummer: 2017/27) der Goethe-Universität Frankfurt des Fachbereichs Psychologie und Sportwissenschaften genehmigt und vor Studienbeginn im internationalen Studienregister-Netzwerk der Weltgesundheitsorganisation „clinicaltrials.gov“ (Registernummer: NCT03336060) registriert. Die Durchführung erfolgte gemäß den Richtlinien für gute wissenschaftliche und klinische Praxis gemäß der Deklaration von Helsinki nach der neuesten

Revision von Fortaleza 2013 (Wiesing & Parsa-Parsi, 2014). Nach Prüfung der Einschlusskriterien erhielten alle Testpersonen eine schriftliche Aufklärung über den Ablauf und die Ziele sowie den Nutzen und die Risiken der Studie. Potenzielle Unklarheiten und Fragen wurden im persönlichen Gespräch geklärt. Zusätzlich wurden die Testpersonen über die Speicherung, die Verarbeitung/Verwertung und den Schutz der erhobenen Daten informiert (§4 Abs. 1 BDSG). Vor Studieneinschluss gab jede Testperson ihre schriftliche Einverständniserklärung zur freiwilligen Studienteilnahme ab. Hiermit bestätigte die teilnehmende Person die Verwendung ihrer Daten für wissenschaftliche Zwecke in anonymisierter Form. Vor der Verwendung von Bildmaterialien wurde eine schriftliche Genehmigung der betreffenden Testpersonen eingeholt. Die Teilnahme konnte jederzeit ohne Angaben von Gründen widerrufen werden. Für die Studienteilnahme erhielten sie eine einmalige Aufwandsentschädigung in Höhe von 50,- Euro. Alle Testpersonendaten wurden auf einem Datenerfassungsbogen unter Angabe des Testpersonenpseudonyms dokumentiert und digitalisiert. Die Speicherung der Daten erfolgte digital auf einem passwortgeschützten Rechner. Die Datenerfassungsbögen wurden in abschließbaren Schränken aufbewahrt. Die Testpersonenidentifizierungsliste, die die Zuordnung von Name und Testpersonencode enthält, wurde getrennt von den restlichen Studienunterlagen aufbewahrt und nach Abschluss der Studie eliminiert. Die in die Datenerhebung und -aufbereitung involvierten wissenschaftlichen Mitarbeitenden und Hilfskräfte waren zur Verschwiegenheit und Datenschutz schriftlich verpflichtet. Die Studiendokumente werden in anonymisierter Form entsprechend der Empfehlungen der Deutschen Forschungsgemeinschaft über einen Zeitraum von 10 Jahren aufbewahrt.

5.2 Studienaufbau und -ablauf

Die Datenerhebung erfolgte an zwei unterschiedlichen Tagen innerhalb einer Woche. Um die Qualität der erhobenen Messdaten nicht durch störende Verhaltensweisen zu gefährden, erhielten die Testpersonen vorab eine Information, wie sie sich bestenfalls in den letz-

ten 24 bis 48 Stunden vor den Untersuchungsterminen verhalten sollten. So war mindestens 48 Stunden vor der Testung auf intensive sportliche Belastungen zu verzichten. Etwa 24 Stunden davor sollte überhaupt keine sportlichen Tätigkeiten mehr durchgeführt werden. Am Abend vor der Untersuchung und am Untersuchungstag selbst sollte vom Konsum von Genussmitteln (z. B. Alkohol) abgesehen werden. Aufgrund der Auswirkungen der Schlafqualität/-effizienz auf die kognitive Funktion (Falck et al., 2018; Raven et al., 2018) wurden die Studienteilnehmenden gebeten, in den Tagen vor den Untersuchungsterminen darauf zu achten in der Nacht ausreichend zu schlafen (ca. 7 Stunden) und ausgeruht zur Testung zu erscheinen. Die letzte Mahlzeit sollte etwa 2 Stunden vor dem jeweiligen Testtermin eingenommen werden. Zudem wurden sie darauf hingewiesen, Sportkleidung, Hallensportschuhe und eventuell benötigte Sehhilfen mitzubringen und ihren Tagesablauf vor den Messterminen möglichst vergleichbar zu gestalten. Um dem Einfluss zirkadianer Einflüsse zu minimieren, fanden die beiden Termine, sofern möglich, zu denselben Uhrzeiten statt. Die Datenerhebung wurde im Herbst 2017 über einen Zeitraum von etwa 2 Monaten durchgeführt. Die Untersuchungsdaten wurden vom Verfasser dieser Dissertation mit Unterstützung durch eine Masterandin nach einer standardisierten Vorgehensweise erhoben. Beide Untersuchende waren gegenüber der Gruppenzugehörigkeit der Studienteilnehmenden nicht geblindet. Die Messungen erfolgten ganztags an sieben Tagen pro Woche. Abbildung 2 veranschaulicht den Ablauf der Studie.

Am ersten Tag absolvierten die Testpersonen die kognitive Testung (Erhebung sekundärer Messgrößen; siehe Kapitel 5.6) und erhielten eine standardisierte Instruktion bzgl. des Ablaufs der Sprunglandungsaufgabe (siehe Kapitel 5.4). Im Rahmen der anschließenden Gewöhnungseinheit übten die Testpersonen nach einer kurzen Erwärmung (30 Sekunden Hampelmann) die antizipierten und nicht-antizipierten Sprunglandungen bis zur sicheren Durchführung. Hierbei wurden lediglich die Flugzeiten/Sprunghöhen der erfolgreichen Versuche dokumentiert. Darüber hinaus erfolgte eine Fragebogenerhebung (Anhang, Seite 169), mittels derer einige potenziell konfundierende Variablen erfasst wurden. Zudem kamen unterschiedliche Sprungtests zum Einsatz, um die Explosivkraft der unteren Extremität

(Counter-Movement-Jump) und die neuromuskuläre Funktion im Seitvergleich (Einbeinweitsprungtest) zu erfassen. Am zweiten Tag fand die eigentliche Sprunglandungstestung statt (Erhebung primärer Messgrößen; siehe Kapitel 5.5).

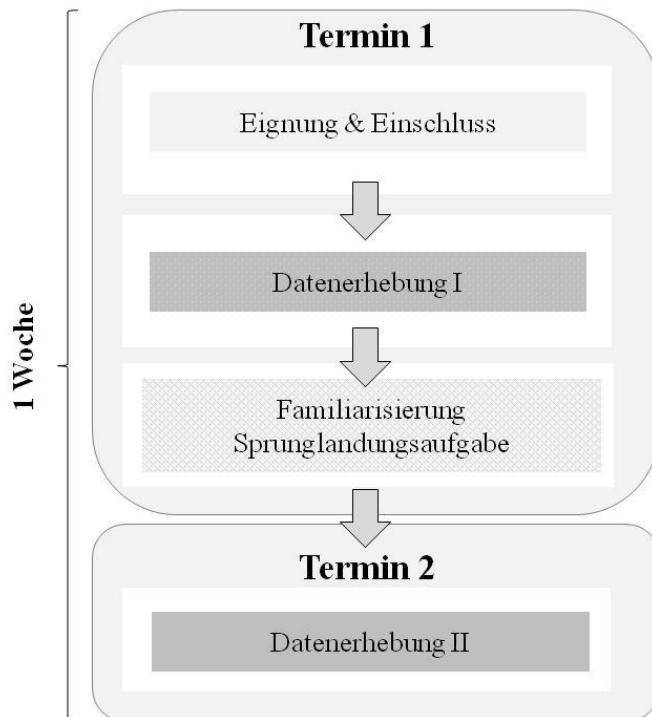


Abbildung 2: Studienablauf; modifiziert in Anlehnung an Giesche et al. (2018).

5.3 Untersuchungskollektiv

5.3.1 Einschlusskriterien

Die Rekrutierung erfolgte in lokalen Sportvereinen, Fitnesscentern und auf dem Campus der Universität mittels Flyer, E-Mails und persönlicher Ansprache. Einschlusskriterien waren (1) männliches Geschlecht, (2) Alter zwischen 20 und 40 Jahren, (3) regelmäßige körperliche Aktivität (>150 Minuten/Woche; International physical activity questionnaire – short form; IPAQ), (4) Mindestsprunghöhe von 30 Zentimeter im Counter-Movement-Jump (Explosivkraft) sowie (5) mindestens 12 Schulbildungsjahre³. Für die VKBR-Testpersonen galten darüber hinaus folgende Kriterien: (6) primäre und unilaterale VKB-Ruptur, (7) VKB-

³ Die Anzahl an Schulbildungsjahre gilt als prädiktiv für die kognitive Funktion im Jugend- und Erwachsenenalters (Noble et al. (2013); Ritchie et al. (2015)). Zum Ausschluss eines potenziell moderierenden Effektes des

Rekonstruktion (> 1 Jahr vor Studieneinschluss) unabhängig des verwendeten Sehnen-
transplantats und eingesetzten Operationsverfahrens, (8) vom behandelnden ärztlichen
und therapeutischen Personal bestätigte uneingeschränkte Sportfreigabe, (9) Seitensym-
metrie im Einbeinweitsprungtest von mindestens 85 Prozent.

5.3.2 Ausschlusskriterien

Ausschlusskriterien waren (1) lebensqualitätsbeeinträchtigende somatische und/oder psy-
chische Erkrankungen/Störungen, (2) akute oder chronische Gelenk-/ Gewebeentzündun-
gen, (3) Einnahme von Schmerz- und wahrnehmungsbeeinträchtigenden Medikamenten
und Drogen, (4) Muskelkater, (5) Schwierigkeiten beim Verständnis und der adäquaten Be-
arbeitung der kognitiven Tests sowie (6) Gehirnerschütterung (<1 Jahr vor Studienein-
schluss). Darüber hinaus wurden VKBR-Testpersonen mit schweren Begleitverletzungen
(z.B. Bone Bruise Grad 3 und 4, Full-thickness Gelenkknorpelläsion (>1 cm), Meniskus-
ruptur und unhappy triad), (7) Historie weiterer schwerer muskuloskelettaler Verletzungen
der unteren Extremität (z.B. Achillessehnenruptur und/oder Außenbadruptur des Sprung-
gelenks Grad 3) sowie Kontrolltestpersonen mit (8) Historie schwerer muskuloskelettaler
Verletzungen der unteren Extremität (z.B. VKB- und/oder Achillessehnenruptur und/oder
Außenbadruptur des Sprunggelenks Grad 3) nicht in die Studie eingeschlossen.

Fallzahl

Die Fallzahl der Kontroll- (n = 20) und der VKBR-Gruppe (n = 10) stand in einem 2:1 Ver-
hältnis. Gründe für die ungleiche Verteilung des Untersuchungskollektivs lagen in einem
zeitlich begrenzten Datenerhebungszeitraum und einer vergleichsweise geringeren Verfüg-
barkeit von geeigneten Kreuzbandverletzten.

Schulbildungsniveaus auf die Leistung der im Rahmen dieser Arbeit erfassten kognitiven Funktionen wurden
nur Testpersonen mit Fach- oder allgemeiner Hochschulreife (Niveau 4 gemäß Deutscher Qualifikationsrah-
men; DQR)

5.4 Sprunglandungsaufgabe

Nach einer kurzen standardisierten Erwärmung (30 Sekunden Hampelmann) und drei Probeversuchen führten alle Studienteilnehmer insgesamt 70 Counter-Movement-Sprünge mit einbeinigen Landungen auf eine Druckmessplatte (Zebris FDM, Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) durch. Zwei verschiedene Bedingungen waren zu absolvieren: antizipierte ($n = 35$) und nicht-antizipierte/-vorplanbare ($n = 35$) Sprunglandungen.

Unter der antizipierten Bedingung erhielten die Testpersonen die Information, ob sie auf dem linken oder auf dem rechten Bein landen sollten, bereits vor Absprung. Unter der nicht-antizipierten Bedingung bekamen sie diese Information erst nach Absprung. Ähnlich der bisherigen Studienlage (Besier et al., 2001; Almonroeder et al., 2015; Yom et al., 2018) erforderte die hier gewählte nicht-antizipierte Landebedingung das Treffen einer Auswahl-Reaktionsentscheidung (Landung auf der linken oder rechten Seite) unter hohem Zeitdruck. Mithilfe eines Statistikprogrammes (Bias für Windows, Universität Frankfurt, Version 11.06) wurde die Reihenfolge der beiden Bedingungen im gleichen Verhältnis über die gesamte Sprunglandetestung hinweg randomisiert. Um Ermüdungseffekte zu minimieren, verteilten sich die 70 Sprünge auf fünf Blöcke (jeweils 14 Sprüngen) mit einer fünf-minütigen Sitzpause dazwischen.

Die Landeinformation wurde über einen Laptop-Bildschirm (17 Zoll Durchmesser) angezeigt, der sich in einer Entfernung von 2.5 Meter vor der Testperson auf Brusthöhe befand. Auf einer Präsentations-Folie (PowerPoint 2010, Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) wurde entweder ein linker Fußabdruck auf der linken (Landung auf dem linken Bein) oder ein rechter Fußabdruck auf der rechten Seite (Landung auf dem rechten Bein) einer mittig ausgerichteten vertikalen Linie angezeigt. Abbildung 3 veranschaulicht den Aufbau des Sprunglandemessplatzes.

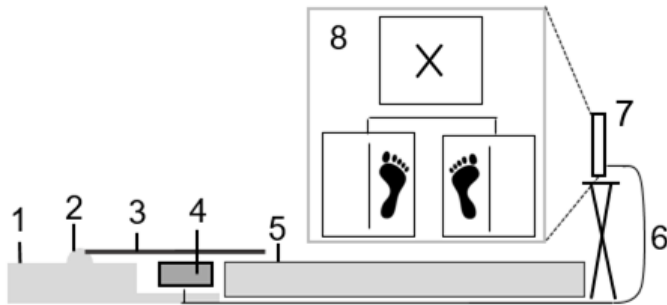


Abbildung 3: Aufbau des Sprunglandeinstellungsapparats modifiziert in Anlehnung an Giesche et al. (2018): Gummimatte (1); Scharnier (2); Kunststoffplatte (3); USB-Schalter (4); Druckmessplatte (5); USB-Kabel, das den Schalter mit dem Bildschirm verbindet (6); Laptop mit 17-Zoll-Bildschirm (7); auf dem Bildschirm angezeigte PowerPoint-Folien mit der jeweiligen Landeinformation (8). Vor jeder Landeinformation befand sich eine separate Folie mit einem Fixierungskreuz (8).

Der Ablauf der Sprunglandungen beider Bedingungen stellte sich wie folgt dar: Zu Beginn eines jeden Versuches nahmen die Testpersonen eine standardisierte Ausgangsposition ein: Hüftbreiter, bipedaler Stand auf einer Kunststoffplatte, die die Druckmessplatte leicht berührte, Hände an der Hüfte und visuelle Fixierung des Kreuzes auf dem Bildschirm (Abbildung 4). Entsprechend der Randomisierungsliste teilte der Testleiter der Testperson mit, ob es sich bei dem anstehenden Sprung um eine antizipierte oder eine nicht-antizipierte Landung handelte. Bei antizipierten Landungen blendete die Testleitung die Folie mit der Landeinformation (linker oder rechter Fußabdruck) unmittelbar nach Nennung der anstehenden Bedingung per Mausklick (A zu B; Abbildung 5) ein. Anschließend initiierte die Testperson den Sprung und landete auf der entsprechenden Seite. Die Landeinformation blieb über die Landung hinaus eingeblendet.

Antizipiert

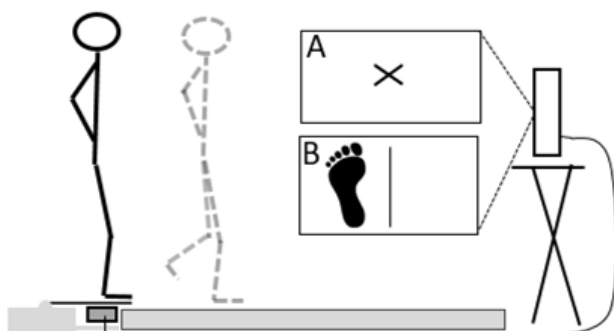


Abbildung 4: Ablauf der antizipierten Sprunglandungen modifiziert in Anlehnung an Giesche et al. (2018): A = Folie mit Fixierungskreuz; B = Folie mit Landeinformation (hier: linker Fußabdruck)

Unter der nicht-antizipierten Bedingung erhielt die Testperson die Landeinformation automatisch in der Flugphase nach dem Absprung. Bei Verlassen des Bodens löste ein sich unter der Kunststoffplatte befindlicher USB-Schalter (KKmoon; Südafrika) aus (D; Abbildung 5). Dadurch wurde mit einer Latenz von 120 Millisekunden ein Folienwechsel (A zu C; Abbildung x) wie bei einem manuellen Mausklick initiiert. Die Landeinformation (C; Abbildung 5) blieb über die Landung hinaus eingeblendet; Fortsetzung Abbildung 4.

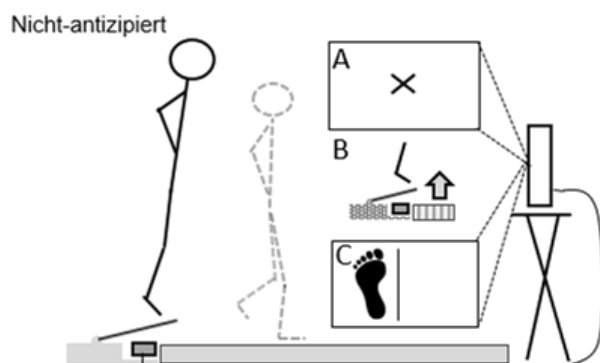


Abbildung 5: Ablauf der nicht-antizipierten Sprunglandungen modifiziert in Anlehnung an Giesche et al., (2018): A = Folie mit Fixationskreuz; B = USB-Schalter, der durch das Anheben der Kunststoffplatte nach Absprung einen Folienwechsel initiiert; C = Folie mit Landeinformation (hier: linker Fußabdruck).

Die Studienteilnehmer wurden instruiert, ihre Landung unter beiden Bedingungen schnellstmöglich zu stabilisieren und die einbeinige Standposition über eine Dauer von 10 Sekunden aufrechtzuhalten. Um die posturalen Schwankungen unmittelbar nach der Landung auszugleichen, durften die Testpersonen ihre Arme einsetzen. Diese mussten unmittelbar nach Herstellung einer stabilen Standposition wieder an der Hüfte positioniert und ein Kreuz an der Wand (über dem Laptop-Bildschirm) fixiert werden. Bei nicht-antizipierten Sprunglandungen wurden die Testpersonen außerdem darauf hingewiesen, die Füße während des Sprungs parallel zu halten und sich erst nach Erscheinen der Landeinformation auf dem Bildschirm für das korrekte Landebein zu entscheiden und nicht zu raten oder sich bereits vor Absprung auf eine Seite festzulegen. Dabei achtete die Testleitung darauf, dass die Testpersonen mit möglichst symmetrischer Druckverteilung zwischen dem linken und rechten Bein absprangen.

Erfolgreiche Versuche waren definiert als Landungen mit dem korrekten Bein und das Aufrechterhalten einer möglichst stabilen Standposition über einen Zeitraum von 10 Sekunden. Ungültige Versuche wurden als Stand- und Landefehler dokumentiert (Kapitel 5.5).

Mit dem Ziel die Vergleichbarkeit beider Bedingungen sicherzustellen, wurden die Testpersonen aufgefordert, unter beiden Bedingungen möglichst gleich hoch zu springen. Eine Sprunghöhe von 30 cm war zu erzielen. Dies entsprach in etwa einer Flugzeit von 500 Millisekunden im Counter-Movement-Jump. Abzüglich der Latenz des USB-Schalters von ungefähr 120 Millisekunden belief sich der Zeitraum zwischen Erscheinen der Landeinformation auf dem Bildschirm und Bodenkontakt dementsprechend auf etwa 380 Millisekunden (nicht-antizipierten Sprunglandungen). Ähnliche Zeiträume wurden auch in anderen Studien gewählt, in denen die Effekte nicht-antizipierter Stimuli auf die Landestabilität untersucht wurden (Borotikar et al., 2008; Brown et al., 2009; McLean & Samorezov, 2009; Yom et al., 2018).

In Anlehnung an die Studie von Brown et al. (2009) absolvierten die Testpersonen vor der eigentlichen Sprunglandungstestung (Untersuchungstag 1) eine Gewöhnungseinheit. Dadurch wurde den Studienteilnehmern die Möglichkeit geboten, sich mit dem Ablauf vertraut zu machen. Darüber hinaus diente diese Einheit dazu, potenziellen Lerneffekten während der offiziellen Testung (Tag 2) entgegenzuwirken und das Erreichen konstanter Flugzeiten (480 bis 520 Millisekunden) zu üben. Die Flugzeiten, erfasst mittels Kontaktzeitmatte (Refitronic Elektronische Meßsysteme, Schmitten, Deutschland), wurden den Testpersonen nach jedem Sprung mitgeteilt. Die Übung wurde solange durchgeführt, bis in mindestens drei aufeinanderfolgenden Sprüngen in der jeweiligen Bedingung die o.g. Flugzeiten erreicht wurden. Dies war in der Regel nach 10 bis 15 Versuchen pro Bedingung der Fall. Beide Sprunglandebedingungen wurden in alternierender Reihenfolge geübt.

Vor Beginn der Datenerhebung absolvierten die Testpersonen am zweiten Untersuchungstag drei Probeversuche pro Bedingung. Hierbei erhielten sie erneut ein Feedback

hinsichtlich der erreichten Flugzeiten. Darüber hinaus wurde den Studienteilnehmern während der Pausen zwischen den Sprunglandeblocks eine Rückmeldung über ihre erzielten Sprungzeiten des jeweils vorangegangenen Blocks gegeben.

5.5 Primäre Messgrößen (Lande- und Entscheidungsqualität)

Zur Beurteilung der biomechanischen Landestabilität wurde eine kapazitive Druckmessplatte (50 Hz, Zebris FDM, Zebris Medical GmbH, Isny, Deutschland) verwendet. Die FDM-Druckplattform ist ein valides Instrument zur Erfassung der posturalen Stabilität in klinischen und forschungsorientierten Untersuchungssettings (Gregory & Robertson, 2017). Drei biomechanische (posturale und kinetische) Parameter wurden erfasst:

1. Die posturale Landekontrolle wurde mittels des *Center of Pressure (COP)* operationalisiert. Die posturale Kontrolle ist charakterisiert als Erhalt oder die Wiederherstellung des Gleichgewichts gegen die Schwerkraft (Pollock et al., 2000). Der COP repräsentiert den mittels Kraft-/Druckmessplatte erfassten Verlauf/Vektor der Bodenreaktionskräfte und den damit einhergehenden Drehmomenten, die für die Kontrolle der Körperschwankungen/-beschleunigungen zur Gleichgewichtssicherung aufgebracht werden muss (Winter et al., 1990; Palmieri et al., 2002). Ausgewertet wurde die COP-Spurlänge. Dieser Parameter reflektiert die Summe der in allen Richtungen (anterior-posterior, medio-lateral) zurückgelegten Wegstrecke des Körperschwerpunktes (posturalen Schwankungen) in Millimeter (Donath et al., 2012). Höhere COP-Werte repräsentieren dementsprechend eine geringere posturale Landestabilität. Der Parameter wurde über einen Zeitraum von 2.5 Sekunden ab dem Zeitpunkt des initialen Bodenkontakts berechnet. Dieser Zeitraum entspricht der frühen dynamischen Landephase (Fransz et al., 2016). Der COP gilt als valider und reliabler Parameter zur Erfassung der posturalen Kontrolle in unterschiedlichen Populationen und Gleichgewichtszuständen (Stylianou et al., 2011; Jakobsen et al., 2011; Dingenen et al., 2015; Li et al., 2016).

2. Die *Time to Stabilisation (Stabilisationszeit, TTS)* beschreibt die Zeit (in Sekunden), die benötigt wird, um eine stabile posturale Haltung position nach der Landung eines Sprungs wiederzuerlangen (Webster & Gribble, 2010). Die vertikalen Bodenreaktionskräfte wurden kontinuierlich innerhalb der z-Achse aufgezeichnet (Abtastrate: 50 Hz) und der fortlaufende Mittelwert basierend auf den Variationen der Werte über einen Zeitraum von 10 Sekunden nach der Landung berechnet. Eine stabile Standposition gilt als wiederhergestellt, sobald der fortlaufende Mittelwert (unbegrenzt Polynom dritter Ordnung) die Variationsbereichsline schneidet (Ross et al., 2005). Diese Schwelle entspricht 0.25 Standardabweichungen der über den gesamten Zeitraum gemittelten vertikalen Bodenreaktionskräften (Colby et al., 1999; Wikstrom et al., 2005). Für die TTS konnte eine moderate bis hohe Reliabilität nachgewiesen werden (Jensen, 2009).

3. Die *maximale vertikale Bodenreaktionskraft (peak ground reaction force, pVGRF)* beschreibt die maximale vertikale Krafteinwirkung (in Newton) während der Landung. Eine höhere pVGRF repräsentiert eine härtere Landung und setzt das Knie höheren biomechanischen Belastungen aus (Kapitel 2.2.3). Aus den Rohdaten wird der maximale Kraftwert innerhalb der ersten 100 Millisekunden nach initialen Bodenkontakt ausgelesen und für die Analyse verwendet.

Über die posturalen/kinetischen Landeparameter hinaus wurden zusätzlich die folgenden beiden Fehlerkategorien erfasst:

4. Als weiteres posturales Maß der Landestabilität wurde die *Anzahl an Standfehlern* für beide Bedingungen dokumentiert. Als Standfehler galten korrekte, einbeinige Sprunglandungen, die jedoch nicht über einen Zeitraum von 10 Sekunden stabilisiert werden konnten. Vordefinierte Fehlerkriterien waren: Bodenkontakt des Spielbeins (Abstützen des freien Fußes), Verlassen der Druckmessplatte, Berühren des Bodens/der Platte mit den Händen oder Stürze. Sicherheitssprünge mit dem korrekten Landebein zur Stabilitätssicherung nach Bodenkontakt galten nicht als Fehlversuch, sofern die zuvor genannten Fehlerkriterien nicht auftraten.

5. Zur Operationalisierung der *Entscheidungsqualität* während des Sprungs wurde die *Anzahl an Landefehlern* (Landung auf dem falschen Bein oder beiden Beinen) gezählt. Im Rahmen dieser Arbeit wird „Entscheidungsqualität“ definiert als die Fähigkeit eine visuelle Landeinformation (Landung auf dem linken oder rechten Bein) während eines Sprungs, schnell und präzise zu verarbeiten, das korrekte Landebein zu selektieren und die Landung entsprechend erfolgreich durchzuführen. Eine hohe Entscheidungsqualität resultiert in einer geringeren Anzahl von Landefehlern im Verlauf der Sprunglandetestung und umgekehrt. Die Dokumentation dieser Fehlerart erfolgte sowohl für die antizipierte als auch die nicht-antizipierte Sprunglandebedingung, obwohl diese unter der antizipierten Bedingung in der Regel nicht auftreten, weil hier die Landeinformation bereits vor Absprung bekannt ist.

5.6 Sekundäre Messgrößen (kognitive Funktion)

Die Erfassung niedrigerer und höherer bzw. exekutiver Funktionen (Kapitel 2.4.1) erfolgte mittels ausgewählter computer- und papierbasierter neuropsychologischer Tests (für letztere siehe Angang, Seite 165f.). Niedrigere kognitive Funktionen wurden mittels der CogState (Ltd, Melbourne, Australia) Detection (einfache Reaktionsgeschwindigkeit; Maruff et al., 2009) und Identification Task (Auswahl-Reaktionsgeschwindigkeit; Maruff et al., 2009), dem Trail-Making-Test-A (TMT-A; visuelle Wahrnehmung/Suche, visuomotorische Geschwindigkeit; (Crowe, 1998; Sanchez-Cubillo et al., 2009) sowie dem Stroop Farb-Wort-Test I und II (Stroop I/II; Aufmerksamkeit) getestet (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Übersicht und Beschreibung der einzelnen kognitiven Tests (inkl. Testformat, Gütekriterien, Zielgrößen und Interpretation) zur Erfassung der niedrigeren kognitiven Funktionen

Testbeschreibung (Format, Validität)	Zielgröße (Interpretation)
<p>CogState Detection Task (computer-basierter Test)</p> <p><u>Einfache Reaktionszeit</u>: Testperson sitzt vor einem 17-Zoll Bildschirm und konzentriert sich auf die Rückseite der angezeigten Spielkarte. Sobald sich die Karte zur Vorderseite dreht, drückt die Testperson schnellstmöglich</p>	<p>Mittlere Reaktionszeit korrekter Antworten [msek]</p> <p>Interpretation: Je kürzer die Zeit, desto schneller die Reaktionsgeschwindigkeit</p>

eine vordefinierte Taste mit dem Zeigefinger (25 richtige Antworten oder max. 2 Minuten). <u>Konstruktvalidität</u> : $r=0.52-0.81$ (Maruff et al., 2009)	
<p>CogState Identification Task (computer-basierter Test)</p> <p><u>Auswahlreaktionszeit</u>: Testperson sitzt vor einem 17-Zoll Bildschirm und konzentriert sich auf die Rückseite der angezeigten Spielkarte. Sobald sich die Karte zur Vorderseite dreht, drückt die Testperson schnellstmöglich eine der zwei vordefinierten Tasten mit dem linken oder rechten Zeigefinger entsprechend der Farbe der Karte (schwarz oder rot; 35 richtige Antworten oder max. 2 Minuten). <u>Konstruktvalidität</u>: $r=0.49-0.78$ (Maruff et al., 2009)</p>	<p>Mittlere Reaktionszeit korrekter Antworten [msek]</p> <p>Interpretation: Je kürzer die Zeit, desto schneller die Reaktionsgeschwindigkeit</p>
<p>Trail-Making-Test-A (Papier & Stift)</p> <p>Testperson sitzt vor einem Blatt Papier und verbindet die sich darauf befindlichen 25 ungeordneten Kreise (Nummer 1 bis 25) in aufsteigender Reihenfolge möglichst schnell und fehlerfrei.</p> <p><u>Konstruktvalidität</u>: 45% Varianzaufklärung der visuellen Wahrnehmungsfähigkeit (Sanchez-Cubillo et al., 2009)</p>	<p>Absolute Bearbeitungszeit [sek]</p> <p>Interpretation: Je kürzer die Zeit, desto besser die visuelle Wahrnehmungsfähigkeit</p>

Fortsetzung Tabelle 6

Zur Erfassung der drei zentralen Exekutivfunktionen (Kapitel 2.4.1) Inhibitionskontrolle (motorische Reaktionsinhibition und Interferenzinhibition; Dimoska-Di Marco et al., 2011), Arbeitsgedächtnis und kognitive Flexibilität kam der Stop-Signal-Task (Reaktionsinhibition; Logan et al., 2014), der Stroop-Farb-Wort-Test (Interferenzinhibition; Stroop, 1935) sowie der TMT-B (Arbeitsgedächtnis und kognitive Flexibilität; Crowe, 1998; Sanchez-Cubillo et al., 2009) zum Einsatz (siehe Tabelle 7).

Tabelle 7: Übersicht und Beschreibung der einzelnen kognitiven Tests (inkl. Testformat, Gütekriterien, Zielgrößen und Interpretation) zur Erfassung der höheren (exekutiven) kognitiven Funktionen

Testbeschreibung (Format, Validität)	Zielgröße (Interpretation)
<p>Trail-Making-Test-B (TMT-B) (Papier & Stift)</p> <p>Testperson sitzt vor einem Blatt Papier und verbindet die sich darauf befindlichen ungeordneten Zahlen (1–13) und Buchstaben (A – L) alternierend in aufsteigender Reihenfolge so schnell und fehlerfrei wie möglich (1-A-2-B-3-C-4-D usw.).</p> <p><u>Konstruktvalidität</u>: Varianzaufklärung primär Arbeitsgedächtnisleistung (48%), sekundär kognitive Flexibilität. Letztere erklärt mit 30% größten Anteil der Varianz zwischen der TMT-B-A-Differenz (Sanchez-Cubillo et al., 2009). Nach Crowe (1998) erklärt Arbeitsgedächtnis größten Varianzanteil</p>	<p>Absolute Bearbeitungszeit (TMT-B; [sek]), Differenz absolute Bearbeitungszeit (TMT-B-A; [sek])</p> <p>Interpretation: Je kürzer die Bearbeitungszeit bzw. je kleiner Differenz zwischen B-A,</p>

<p>von TMT-B. Nach Kortte et al. (2002) TMT-B sensitiver für kognitive Flexibilität ($r = 0.59$ mit Wisconsin Card Sorting Test). TMT-A erklärt 33% der Varianz von TMT-B (Kortte et al., 2002).</p>	<p>desto besser die/das kognitive Flexibilität/Arbeitsgedächtnis</p>
<p>Stop-Signal-Task (computer-basierter Test; STOP-IT-Software (Verbruggen & Logan, 2008))</p> <p><u>Primäraufgabe (75% der Stimuli; Go-Versuche):</u> Testperson sitzt vor dem Bildschirm und drückt jeweils eine der vordefinierten Tasten mit dem linken und rechten Zeigefinger entsprechend des am Bildschirm erscheinenden Symbols so schnell und fehlerfrei wie möglich (Kreis- oder Quadrat).</p> <p><u>Sekundäraufgabe (25% der Stimuli, Stopp-Versuche):</u> Testperson muss das Drücken der Tasten unterdrücken, wenn nach Präsentation des visuellen Stimulus ein Signal ertönt. Die Verzögerung zwischen Stimulus und Ton (SSD) startet bei 175 msec und erhöht sich um 50 msec bei erfolgreicher und reduziert sich um 50 msec bei nicht erfolgreicher Inhibition (3 Wertungsblöcke mit 64 Versuchen)</p> <p><u>Testhalbierungsreliabilität:</u> SSRT in der Altersgruppe 18-44 Jahre: $r=0.9$ (Williams et al., 1999)</p>	<p>Stop-Signal-Reaction time (SSRT; msec) = mittlere Reaktionszeit Go-Versuche minus mittlere SSD</p> <p>Interpretation: Je kleiner die SSRT, desto besser die Reaktionsinhibition</p>
<p>Stroop Farb-Wort-Test (Schablonen; verbale Wiedergabe)</p> <p><u>Stroop I (Wortlesen):</u> Vorgelesen werden die in drei Spalten angeordneten schwarz gedruckten Farbworte.</p> <p><u>Stroop II (Farbe benennen):</u> Benannt werden die Farben der in drei Spalten angeordneten und unterschiedlich farbigen Rechtecke.</p> <p><u>Stroop III (Interferenz):</u> In drei Spalten angeordnete Farbwörter sind in inkonsistenter Farbe gedruckt (d. h. das Wort "grün" wird z.B. in blauer Farbe gedruckt. Benannt wird die Farbe in der das Farbwort gedruckt ist (in diesem Beispiel "blau"; weniger automatisierte Aufgabe) und das Vorlesen des Farbworts (automatisierte Aufgabe) wird unterdrückt (van der Elst et al., 2006; Scarpina & Tagini, 2017)</p> <p><u>Testhalbierungsreliabilität</u> des Normkollektivs liegt zwischen $r=0.65-0.99$ (Thackray et al., 1972; Fehlmann & Jokeit, 2017)</p>	<p><u>Stroop I / II / III:</u> Bearbeitungszeit [sek], Fehler [n]</p> <p>Interpretation: Je geringer die Stroop-III-Bearbeitungszeit bzw. die Stroop-III-Fehleranzahl, desto besser die Interferenzinhibition</p>

Fortsetzung Tabelle 7

Darüber hinaus wurde der verbale Zahlenspannentest (vorwärts und rückwärts) zur Operationalisierung der Kurzzeitgedächtnisleistung (St Clair-Thompson, 2010; Woods et al., 2011) verwendet (Tabelle 8).

Tabelle 8: Übersicht und Beschreibung der kognitiven Tests (inkl. Testformat, Gütekriterien, Zielgrößen und Interpretation) zur Erfassung Kurzzeit- und Arbeitsgedächtnisleistung

Testbeschreibung (Format, Validität)	Zielgröße (Interpretation)
<p>Zahlenspannen-Test (verbal)</p> <p><u>Vorwärtsbedingung:</u> Testleiter liest Zahlenspannen vor, Testperson wiederholt Ziffern in derselben Reihenfolge. Start: 3 Ziffern, max. 8 Ziffern. Ein Block besteht aus 2 verschiedenen Zahlenspannen gleicher Länge. Wenn mindestens einer der beiden korrekt wiedergegeben wird, wird zum nächsten Block (eine Ziffer mehr) übergegangen.</p> <p><u>Rückwärtsbedingung:</u> wie oben nur Wiederholung der vorgelesenen Ziffern durch Testpersonen in umgekehrter Reihenfolge (Beginn mit 2, max. 7 Ziffern). <u>Konstruktvalidität:</u> Evidenz uneindeutig.</p> <p>Faktorenanalyse I: Rückwärtsbedingung (komplexer aufgrund Transformation der Zahlensequenz; exekutive Kontrolle) lädt auf Faktor „Arbeitsgedächtnis“ und Vorwärtsbedingung lädt auf Faktor „Kurzzeitgedächtnis“ (Alloway et al., 2004; Alloway et al., 2006; St Clair-Thompson & Allen, 2013).</p> <p>Faktorenanalyse II: Rückwärtsbedingung lädt auf Faktor „Kurzzeitgedächtnis“ ($r=0.84$) und weniger auf Faktor „Arbeitsgedächtnis“ bei Erwachsenen. Bei Kindern ist die Rückwärtsbedingung eher ein Korrelat der Arbeitsgedächtnisleistung (St Clair-Thompson, 2010).</p>	<p>Absolute Anzahl korrekt wiedergegebener Zahlenreihen [n]</p> <p>Interpretation: Je mehr korrekt wiedergegebene Zahlenspannen, desto besser die Gedächtnisleistung</p>

Alle kognitiven Tests wurden in sitzender Position in einem separaten Raum unter standardisierten Bedingungen (Temperatur, Lichtverhältnisse, Stuhl, PC, Schreibutensilien, Stoppuhr etc.) durchgeführt. Um potenziellen Ablenkungen entgegenzuwirken, trugen alle Teilnehmer geräuschunterdrückende Kopfhörer (mit Ausnahme der Zahlenspannentests, da hier auditive Wahrnehmung nötig ist). Alle Testpersonen erhielten vor jedem kognitiven Test eine standardisierte Instruktion und die Gelegenheit, Fragen zu stellen. Daraufhin führten die Teilnehmer mehrere Übungsdurchgänge durch, um sich mit den einzelnen Tests vertraut zu machen. Die Wertungsversuche mussten so schnell und präzise wie möglich absolviert werden. Die acht Tests erfolgten in einer standardisierten Reihenfolge: Detetection Task, Identification Task, Stop-Signal-Task, Stroop-Tests, TMT-A, TMT-B, Zahlenspannen vorwärts und rückwärts.

5.7 Potenzielle Einflussfaktoren

Die folgenden potenziell konfundierenden Variablen wurden erfasst:

- Sehschärfe mittels Snellen-Buchstaben-Tafel mit Sehhilfe, falls notwendig (0 Punkte = sehr schlechte Sehschärfe; 10 Punkte = sehr gute Sehschärfe; alle Testpersonen). Testpersonen mit Sehhilfe wurden aufgefordert, diese auch während der Sprunglandungsaufgabe zu verwenden.
- (Wieder-) Verletzungsangst vor antizipierten und nicht-antizipierten Sprunglandungen erfasst mittels 10 cm visueller Analogskala (0 = überhaupt keine Angst, 10 = maximal vorstellbare Angst; alle Testpersonen).
- Subjektive Aufmerksamkeit, Motivation und Fatigue der unteren Extremität erfragt vor und nach der Hälfte sowie am Ende der Sprunglandungsaufgabe mittels 10 cm visueller Analogskala (0 = überhaupt nichtzutreffend, 10 = maximal zutreffend; alle Testpersonen). In der statistischen Analyse wurde der Mittelwert der drei Angaben berücksichtigt.
- Subjektives Aufmerksamkeits-/Konzentrationsempfinden während der kognitiven Tests erfragt unmittelbar nach der Testung mittels 10 cm visueller Analogskala (0 = überhaupt nicht aufmerksamkeitsfähig, 10 = maximal aufmerksamkeitsfähig; alle Testpersonen).
- Einbeinweitsprung (Single leg hop for distance; SLHD; maximaler Wert der jeweiligen Seite [cm] aus drei Versuchen; alle Testpersonen). Der SLHD gilt als valider und reliabler Test zur Beurteilung der Beinkraft, neuromuskulären Kontrolle bzw. dynamischen Kniestabilität sowie der sportspezifischen Belastungstoleranz bei Personen nach VKB-Rekonstruktion (Fitzgerald et al., 2001; Reid et al., 2007; Logerstedt et al., 2012). Eine Seitensymmetrie von mindestens 85 Prozent (Sprungweite) gilt häufig als eine wesentliche Voraussetzung für die Wiederaufnahme der Sport- und Wettkampftätigkeit nach VKB-Rekonstruktion (Barber-Westin & Noyes, 2011a, 2011b; Logerstedt et al., 2012; Kyritsis et al., 2016; Grindem et al., 2016; van Melick et al., 2016).
- Zeitraum seit VKB-Rekonstruktion (nur VKBR-Testpersonen)

- Subjektive alltagsbezogene Funktion der VKB-rekonstruierten (VKBR-Testpersonen) und der unverletzten Kniee (Kontrolltestpersonen) erfasst mittels Lysholm Knie Skala (0 = maximal eingeschränkte Kniefunktion; 100 = überhaupt keine eingeschränkte Kniefunktion; Lysholm & Gillquist, 1982; alle Testpersonen). Für den Fragebogen konnte eine gute psychometrische Qualität nachgewiesen werden (Kocher et al., 2004).
- Differenz mittlere Flugzeit/Sprungdauer (msek) zwischen den beiden Sprunglandebedingungen sowie die mittlere Flugzeit/Sprungdauer nur der nicht-antizipierter Sprunglandungen (Kapitel 5.4; alle Testpersonen)

5.8 Statistische Auswertung

Die Auswahl parametrischer oder nicht-parametrischer statistischer Tests erfolgte nach Prüfung auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnow-Test) und Varianzhomogenität (Levene-Test). Alle Daten wurden deskriptiv in Form von Mittelwerten, Minima und Maxima, Standardabweichungen und 95%-Konfidenzintervall oder im Falle von nicht-parametrischen Analysen in Form von Median- und Interquartil-Bereichen (25- und 75% Perzentil) berichtet.

In die statistische Auswertung gingen die intraindividuellen Mittelwerte/Mediane der Entscheidungsqualität (nicht-antizipierte Landefehler) sowie die der biomechanischen (posturale und kinematische Parameter) Landequalität (TTS, COP, pVGRF und Standfehler) ein. Die Mittelwerte/Mediane der biomechanischen Parameter wurden nur für die erfolgreichen der 70 Sprunglandungsversuche ausgewertet. Die Auswertung erfolgte für die antizipierte und nicht-antizipierte Sprunglandebedingung separat. Zur Herstellung der Normalverteilung wurden die Mittelwerte nicht normal-verteilter metrischer Daten (TTS, COP, pVGRF) logarithmiert ($_{10}\log$). Dies galt auch für die metrischen kognitiven Parameter (z. B. benötigte Zeit). Konnte durch das Logarithmieren ebenfalls keine Normalverteilung hergestellt werden wurden die Originalwerte verwendet. Nicht-normalverteilte Mittelwerte/Mediane ordinalskalierter Variablen wie die Anzahl an Stand-/Landefehler (absolute mittlere Häufigkeit)

und der kognitiven Messgrößen (z. B. Fehleranzahl und Wiedergabe von Zahlenspannen) wurden nicht logarithmiert.

Seitspezifität

In der Kontrollgruppe wurden die intraindividuellen Mittelwerte/Mediane der Entscheidungsqualität (Landefehler) sowie der biomechanischen Landeparameter für beide Seiten zusammengefasst (seitenspezifisch) berechnet. In der VKBR-Gruppe erfolgte die Auswertung dahingegen zunächst im Seitenvergleich (operierte vs. nicht-operierte). Beim Nachweis signifikanter Seitendifferenzen wurde die Analyse der o. g. Parameter auf Unterschiede zwischen den beiden Landebedingungen innerhalb der VKBR-Gruppe für die operierte und nicht-operierte Seite (seitspezifisch) getrennt durchgeführt. Im Gruppenvergleich wurde in diesem Fall die operierte Seite der VKBR-Testpersonen mit der dominanten Seite der Kontrolltestpersonen und die nicht-operierte Seite der VKBR-Testpersonen mit der nicht-dominanten Extremität der Kontrolltestpersonen verglichen. Diese Analyse erfolgte seitenspezifisch, sofern die VKBR-Testpersonen im Hinblick auf die Landeparameter keine signifikanten Seitenasymmetrien innerhalb der beiden Landebedingungen aufwiesen.

Lern- und Ermüdungseffekte

Um das Auftreten von Lern- und Ermüdungseffekten auf die Lande- und Entscheidungsparameter im Verlauf der Testung (zwischen den Blöcken) auszuschließen, wurden Varianzanalysen mit Messwiederholung (5 Blöcke) für beide Landebedingungen berechnet. Bei Falsifizierung systematischer Veränderungen im Verlauf der Testung war eine Einflussaufnahme dieser Effekte weitestgehend auszuschließen. Potenziell vorhandenen Lern- oder Ermüdungseffekte blieben in der statistischen Prüfung der Forschungshypothesen dieser Arbeit (Kapitel 4) unberücksichtigt. Die Erfassung potenzieller systematischer Veränderungen im Verlauf der Sprunglandungstestung diente lediglich der Verifizierung oder Falsifizierung von potenziell konfundierenden Ermüdungs- und Lerneffekten, vor deren Hintergrund die erhobenen Messdaten zu interpretieren und zu diskutieren waren.

Nicht-antizipierte Landekosten innerhalb und zwischen den Gruppen

Die Überprüfung der biomechanischen/posturalen Parameter auf Unterschiede zwischen den Landebedingungen innerhalb der Gruppen erfolgte mittels t-Tests für verbundene Stichproben (normalverteilte Werte) oder Wilcoxon Tests (nicht normalverteilte Werte). Zudem wurde getestet, ob sich die mittleren Flugzeiten zwischen antizipierten und nicht-antizipierten Sprunglandungen unterschieden.

Um den möglichen Einfluss potenziell unterschiedlicher mittlerer Flugzeiten zwischen den beiden Landebedingungen auf die Höhe der biomechanischen/posturalen nicht-antizipierten Landekosten (nicht-antizipiert vs. antizipiert) zu überprüfen kamen Zusammenhangsanalysen zum Einsatz. Signifikant unterschiedliche Flugdauern wurden mit der mittleren Differenz der einzelnen biomechanischen/posturalen Variablen (antizipiert vs. nicht-antizipiert) korreliert. Hierbei kamen Pearson (normalverteilte Werte) oder Spearman-Korrelationen (nicht normalverteilte Werte) zum Einsatz. Bei Nachweis eines signifikanten Zusammenhangs erfolgte die Testung der beiden Landebedingungen auf Unterschiede (biomechanische/posturale Parameter) mittels Kovarianzanalysen (normalverteilte Werte) oder Quade-Tests (nicht normalverteilte Werte). Bei Verifizierung eines konfundierenden Einflusses der Flugzeitdifferenz blieb diese als Kovariate berücksichtigt. Bei Ausschluss eines signifikant konfundierenden Einflusses erfolgte die Unterschiedsanalyse, wie oben beschrieben, ohne Kovariate (t-Tests/Wilcoxon-Tests).

Hinsichtlich der Entscheidungsqualität (Landefehler) kam ein sehr ähnliches Vorgehen zum Einsatz. Allerdings wurde hier nur der konfundierende Einfluss der mittleren Flugzeit der nicht-antizipierten Sprunglandungen getestet, weil diese Fehlerart unter der antizipierten Bedingung normalerweise nicht auftritt. Die Berücksichtigung dieses potenziellen Einflussfaktors ist insofern plausibel, als dass eine längere Flugzeit der Testperson mehr Zeit für die kognitive Verarbeitung des visuellen Stimulus während des Sprungs ermöglicht (Meinerz et al., 2015) und so zu einer geringeren Fehleranzahl führen könnte. Umgekehrt kann eine kürzere Flugdauer mehr Landefehler verursachen. Darüber hinaus wurde der Einfluss weiterer möglicher Einflussfaktoren (Kapitel 5.67) auf die nicht-antizipierten Landekosten

innerhalb und zwischen den Gruppen getestet und bei Bedarf nach oben beschriebenem Vorgehen kontrolliert (ANCOVA/Quade-Tests).

Nicht-antizipierte Landekosten lagen vor, wenn die Parameter zur Operationalisierung der Lande- und Entscheidungsqualität (Kapitel 5.5) unter der nicht-antizipierten relativ zur antizipierten Bedingung signifikant schlechter ausfielen (höhere Mittelwerte/Mediane). Die Abnahme der biomechanischen Landesicherheit wird mit einem gesteigerten Knieverletzungsrisiko assoziiert (Almonroeder et al. 2015).

Die Testung der biomechanischen/posturalen Parameter auf Gruppenunterschiede innerhalb der beiden Landebedingungen erfolgte mittels t-Tests für unabhängige Stichproben (normalverteilte Werte und Varianzhomogenität) oder Mann-Whitney-U-Tests (nicht normal-verteilte Werte und Varianzheterogenität). Darüber hinaus wurde mittels derselben statistischen Tests überprüft, ob sich die beiden Gruppen hinsichtlich der Höhe ihrer nicht-antizipierten Landekosten unterschieden. Hierzu wurden die absoluten Differenzen (nicht-antizipiert vs. antizipiert) der einzelnen Lande- und Entscheidungsparameter verwendet. Unterschieden sich die beiden Gruppen bereits unter der antizipierten Bedingung signifikant, wurden anstatt der absoluten relativen Differenzen herangezogen.

Zudem wurden die o. g. potenziellen Einflussfaktoren (Kapitel 5.7) auf Gruppenunterschiede getestet. Signifikant unterschiedliche Variablen wurden erneut hinsichtlich ihres konfundierenden Einflusses (Kovarianzanalyse/ Quades-Test inkl. Zwischensubjektfaktor) geprüft. Bei Ausschluss eines signifikanten Einflusses erfolgte die statistische Analyse ohne Kovariate (unabhängige t-Tests/Mann-Whitney-U-Tests).

Zusammenhänge nicht-antizipierter Landekosten und kognitive Funktion innerhalb der Gruppen

Die Überprüfung der potenziellen Assoziationen zwischen der Höhe der nicht-antizipierten Landekosten (Lande- und Entscheidungsparameter) und der Leistungsfähigkeit in den getesteten kognitiven Funktionen erfolgte erneut mittels Pearson-/Spearman-Korrelation. Zu-

vor als signifikant identifizierte Einflussfaktoren wurden mittels parametrischer (normalverteilte Werte) oder nicht-parametrischer (nicht normalverteilte Werte) partieller Korrelationsanalysen kontrolliert. Zusätzlich wurde die potenzielle Einflussnahme der während der kognitiven Testung wahrgenommenen Aufmerksamkeits-/Konzentrationsfähigkeit der Studienteilnehmenden auf die kognitiven Testergebnisse mittels der o. g. Korrelationsanalysen überprüft und bei Bedarf kontrolliert.

Kognitive Funktion zwischen den Gruppen

Die Überprüfung der einzelnen erfassten kognitiven Funktionen (Kapitel 5.6) auf Gruppenunterschiede erfolgte mittels unabhängiger t-Tests (normalverteilt) oder Wilcoxon-Tests (nicht normalverteilt). Zusätzlich wurden analysiert, ob sich die während der kognitiven Testung wahrgenommene Aufmerksamkeits-/Konzentrationsfähigkeit zwischen den Gruppen unterschied. Falls dies der Fall war, erfolgte die Testung der erfassten kognitiven Funktionen auf Gruppenunterschiede mittels ANCOVAs (normalverteilt) oder Quade-Tests (nicht normalverteilt) unter Berücksichtigung der konfundierenden Variable, sofern ein signifikanter Einfluss vorlag.

Das Signifikanzniveau (Alpha-Fehler; p-Wert) lag bei 5 Prozent. Aufgrund des explorativen Ansatzes dieser Pilotstudie wurde auf eine Adjustierung des Alpha-Fehlers für multiples Testen (Perneger, 1998; Bender & Lange, 2001) sowie einer apriori Fallzahlschätzung verzichtet. Alle statistischen Analysen wurden unter Verwendung von SPSS (IBM SPSS Statistics 24, Chicago, IL, USA) und Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) durchgeführt. Effektstärken wurden mithilfe von G*Power (Version: 3.1.9.2, Universität Düsseldorf; Faul et al., 2007) berechnet.

6 Ergebnisse

Keiner der Testpersonen ($n = 30$) brach die Studie ab oder zog die Einwilligung zur Teilnahme zurück. Insgesamt nahmen 10 VKB-rekonstruierte (VKBR-Gruppe) und 20 Testpersonen ohne VKB-Verletzungshistorie (Kontrollgruppe; KG) an der Untersuchung teil. Eine Testperson aus der KG konnte allerdings aufgrund eines dringenden Anschlussstermins die kognitive Testung nicht ordnungsgemäß beenden. Die anschließende Prüfung ergab eine unzureichende Datenqualität der erfassten kognitiven Messgrößen der Testperson, weswegen sie von der statistischen Analyse ausgeschlossen wurde ($n = 19/20$). Die Werte der einzelnen Parameter zur Operationalisierung der Entscheidungs- und biomechanischen Landestabilität (Kapitel 5.5), die im Rahmen der Sprunglandungstestung erfasst wurden, gingen dahingegen entsprechend des Intention-to-Treat-Prinzips von allen Kontrolltestpersonen ($n = 20/20$) in die Auswertung ein. Die durchschnittliche Raumtemperatur während der Sprunglandungstestung betrug $21,6 \pm 0,6$ Grad und die Luftfeuchtigkeit lag bei $57,8 \pm 6,2$ Prozent.

Seitspezifität sowie Lern- und Ermüdungseffekte

In der VKBR-Gruppe unterschied sich keiner der primären Messgrößen überzufällig zwischen der operierten und nicht-operierten Seite weder innerhalb der antizipierten noch der nicht-antizipierten Bedingung (Anhang, Seite 156). Die Datenanalyse erfolgte daher, wie bei den Testpersonen der Kontrollgruppe, seitenspezifisch, d.h. für beide Seiten zusammengefasst. Keine der primären Messgrößen unterlag im Verlauf der fünf Sprunglandeblocke systematischen Veränderungen ($p > 0,05$). Dies traf auf beide Gruppen gleichermaßen zu (Anhang, Seite 157f.). Der konfundierende Einfluss potenzieller Lern- und Ermüdungseffekte auf die Ergebnisse dieser Untersuchung ist daher weitestgehend auszuschließen.

Testpersonencharakterisierung

Alle Studienteilnehmenden waren regelmäßig sportlich aktiv. Sowohl in der Kontroll- als auch in der VKBR-Gruppe war die mittlere Flugzeit unter der nicht-antizipierten Bedingung

signifikant länger als unter der antizipierten Bedingung (~12 msec). Zwischen den Gruppen unterschied sich die Flugzeit weder innerhalb noch zwischen den beiden Bedingungen überzufällig ($p > 0,05$). Mit Ausnahme der subjektiven Kniefunktion (Lysholm score) differierten die beiden Gruppen in keiner der testpersonencharakterisierenden und potenziell konfundierenden Variablen (Tabelle 9). Die in der VKBR-Gruppe verstärkt wahrgenommenen Einschränkungen der Kniefunktion hatte keinen systematischen Einfluss auf die einzelnen Lande- und Entscheidungsparameter (ANCOVA: $p > 0,05$) weder innerhalb der VKBR-Gruppe noch zwischen den Gruppen. Tabelle 9 stellt die Testpersonencharakteristik beider Gruppen (Kapitel 5.7) einander gegenüber.

Tabelle 9: Deskriptive Übersicht über die Testpersonencharakteristik beider Gruppen inkl. Inferenzstatistischer Überprüfung auf Gruppenunterschiede

Variablen	Kontrollgruppe (n=20)	VKBR-Gruppe (n=10)	p-Wert
	Mw ± Stabw (min - max.)	Mw ± Stabw (min - max.)	
Geschlecht (männlich)	20/20 (100%)	10/10 (100%)	1,00
Alter	27 ± 4 (22 – 38)	28 ± 4 (20 – 32)	0,75
Körpergröße	18 ± 7 (171 – 195)	183 ± 3 (178 – 188)	0,86
Körpergewicht	82 ± 12 (63 – 106)	87 ± 8 (78 – 101)	0,28
Schulbildungsjahre	13 ± 0,6 (12 – 14)	12 ± 1 (10 – 14)	0,08
Dominantes Bein (rechts)	18/20 (90%)	10/10 (100%)	0,54
VKB-Ruptur während Sport ereignet	-	9/10 (90%)	-
VKB-Verletzungsmechanismus ²	-	9/10 (90%)	-
VKB-Rekonstruierte Seite (rechts)	-	6/10 (60%)	-
Zeit seit VKB-Rekonstruktion (Monate)	-	63 ± 35 (28 – 140)	-
Körperliche Aktivität (MET/h)	81 ± 54 (23 – 175)	63 ± 54 (4 – 172)	0,39
Aktuell mind. 2x/Woche sportlich aktiv	18/20 (90%)	8/10 (80%)	0,58
Aktuell Ausübung von Ballsportarten (mind. 1x/Woche)	6/18 (33%)	4/8 (50%)	0,66
Explosivkraft UEX (CMJ-Sprunghöhe; cm)	41 ± 7 (30 – 55)	36 ± 5 (30 – 45)	0,09
Seitenasymmetrie SLHD (%)	4 ± 3 (0-11)	4 ± 4 (1 – 12)	0,72
Lysholm Kniefunktionsscore	98 ± 90-100)	89 ± 8 (76 – 100)	<0,01*
Verletzungsangst (NANT Landungen)	2 ± 2 (0-8) ¹	2 ± 2 (0-7) ¹	0,67
Sehschärfe	8 ± 2 (3-10)	8 ± 2 (4-10)	0,79
Subjektive Aufmerksamkeit während der Sprunglandungstestung	8 ± 1 (5,3 – 9,9) ¹	7 ± 2,4 (3 – 10) ¹	0,14
Subjektive Motivation während der Sprunglandungstestung	8 ± 2 (4,6 – 9,9) ¹	7 ± 2 (4 – 10) ¹	0,50

Subjektive Ermüdung der UEX während der Sprunglandungstestung	4 ± 3 (0,3 – 7,3) ¹	5 ± 3 (1 - 8) ¹	0,44
Subjektive Aufmerksamkeit während kognitiver Tests	7 ± 2 (3,4 – 9,8) ¹	6 ± 3 (1 - 9) ¹	0,33
Flugzeit/Sprungdauer (ANT vs. NANT)	472 ± 23 (411 – 499) vs, 484 ± 26 (414 – 521)*	457 ± 28 (412 – 496) vs, 469 ± 29 (421 – 507)*	0,96

Fortsetzung Tabelle 9

¹ 10 cm visuelle Analogskala (0 cm: überhaupt nicht; 10 cm: maximal vorstellbar); ² kontaktlos; * p < 0,05; CMJ = Counter-Movement-Jump; UEX = untere Extremität; SLHD = Single leg hop for distance (Einbeinweitsprung); ANT = antizipiert; NANT = nicht-antizipiert; n = Anzahl; n = Anzahl; Mw = Mittelwert; Stabw = Standardabweichung).

Bei 6 der 10 eingeschlossenen VKBR-Testpersonen erfolgte die Rekonstruktion des rupturierten VKBs mittels autologen Hamstrings- und bei 4 Testpersonen mithilfe eines Patella-sehnentransplantats. Der mittlere postoperative Zeitraum lag bei rund 5 Jahren (siehe Tabelle 9). Im Anhang (Seite 159f.) findet sich eine Übersicht über die Zusammenhänge zwischen den potenziellen Einflussfaktoren (Kapitel 5.7) und den nicht-antizipierten Landekosten (COP, Stand- und Landefehler) sowie der erfassten kognitiven Parameter der beiden Gruppen.

6.1 Nicht-antizipierte Landekosten innerhalb und zwischen den Gruppen

Innerhalb der Gruppen führten nicht-antizipierte (NANT) im Vergleich zu antizipierten (ANT) Sprunglandungen sowohl zu signifikant höheren COP-Werten (KG: $t(19) = 4,7$, $p < 0,001$, $d = 1,1$; VKBR: $t(9) = 3,5$, $p = 0,007$, $d = 1,1$; Abbildung 6 A) als auch zu mehr Standfehlern (KG: $+5 \pm 4\%$, $z(19) = 3,2$, $p < 0,001$, $d = 0,9$; VKBR: $+5 \pm 4\%$, $z(9) = 2,5$, $p = 0,014$, $d = 0,6$; SF). Zwischen den Gruppen unterschieden sich die beiden Variablen in keiner der beiden Landebedingungen systematisch (COP_{ANT} : $p = 0,60$; COP_{NANT} : $p = 0,16$; Abbildung 6 A; SF_{ANT} : $p = 1,9$, SF_{NANT} : $p = 0,83$). Hinsichtlich der nicht-antizipierten Landekosten (NANT vs. ANT) ergaben sich diesbezüglich ebenfalls keine systematischen Gruppenunterschiede ($COP_{NANTvs,ANT}$: $t(28) = 1,5$, $p = 0,13$, $d = 0,53$, Abbildung 6 A; $SF_{NANTvs,ANT}$: $z(28) = -0,66$, $p = 0,53$, $d = 0,1$).

Hinsichtlich der TTS unterschieden sich die beiden Bedingungen weder in der KG ($-1 \pm 4\%$, $t(19) = -1,2$, $p = 0,26$, $d = -0,3$; Abbildung 6 B) noch der VKBR-Gruppe ($-3 \pm 5\%$, $t(9) = -1,7$, $p = 0,12$, $d = -0,5$; Abbildung 6 B) signifikant. Innerhalb der Landebedingungen differierten die beiden Gruppen ebenfalls nicht systematisch (TTS_{ANT} : $p = 0,55$; TTS_{NANT} : $p = 0,23$; Abbildung 6 B). Genauso verhielt es sich auch für den Gruppenvergleich zwischen den Bedingungen ($TTS_{NANTvs,ANT}$: $t(28) = -0,9$, $p = 0,38$, $d = 0,3$; Abbildung 6 B).

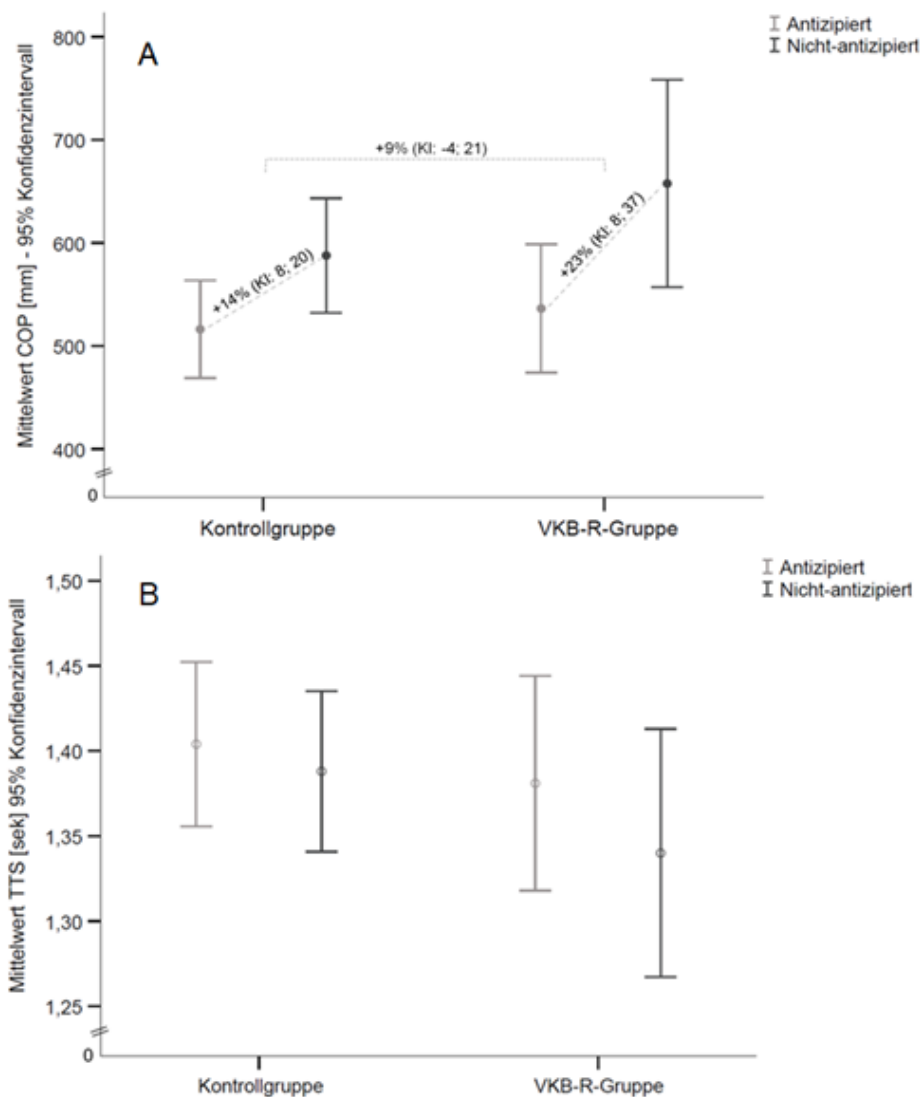


Abbildung 6: Mittlere biomechanischen/posturalen Landestabilität für die antizipierte und nicht-antizipierte Sprunglandebedingung beider Gruppen (A = Center of Pressure-Spurlänge; COP und B = Time to Stabilisation; TTS).

Ähnlich wie die Stabilisationszeit (TTS) unterschied sich auch die pVGRF innerhalb der Kontrollgruppe nicht signifikant zwischen den Sprunglandebedingungen (pVGRF: $+11 \pm$

6%, $t(19) = 0,95$, $p = 0,35$, $d = 0,2$; Abbildung 7). In der VKBR-Gruppe hatte die Flugzeitdifferenz einen konfundierenden Einfluss auf die pVGRF-Differenz (NANT vs. ANT; Pearson: $r(9) = 0,79$, $p < 0,01$; ANCOVA: $F(9) = 13,4$, $p < 0,01$). Kontrolliert um den konfundierenden Faktor konnten auch für die VKBR-Gruppe keine überzufälligen Unterschiede zwischen den beiden Landebedingungen nachgewiesen werden (pVGRF: $+3 \pm 7\%$, $F(9) = 2,67$, $p = 0,14$, $d = 0,4$; Abbildung 7). Im Vergleich zwischen den Gruppen ergaben sich keine statistisch bedeutenden Unterschiede weder innerhalb (pVGRF_{ANT}: $p = 0,54$; pVGRF_{NANT}: $p = 0,44$, Abbildung 7) noch zwischen den Bedingungen (pVGRF_{NANTvs,ANT}: $t(28) = 0,8$, $p = 0,45$, $d = 0,3$; Abbildung 7).

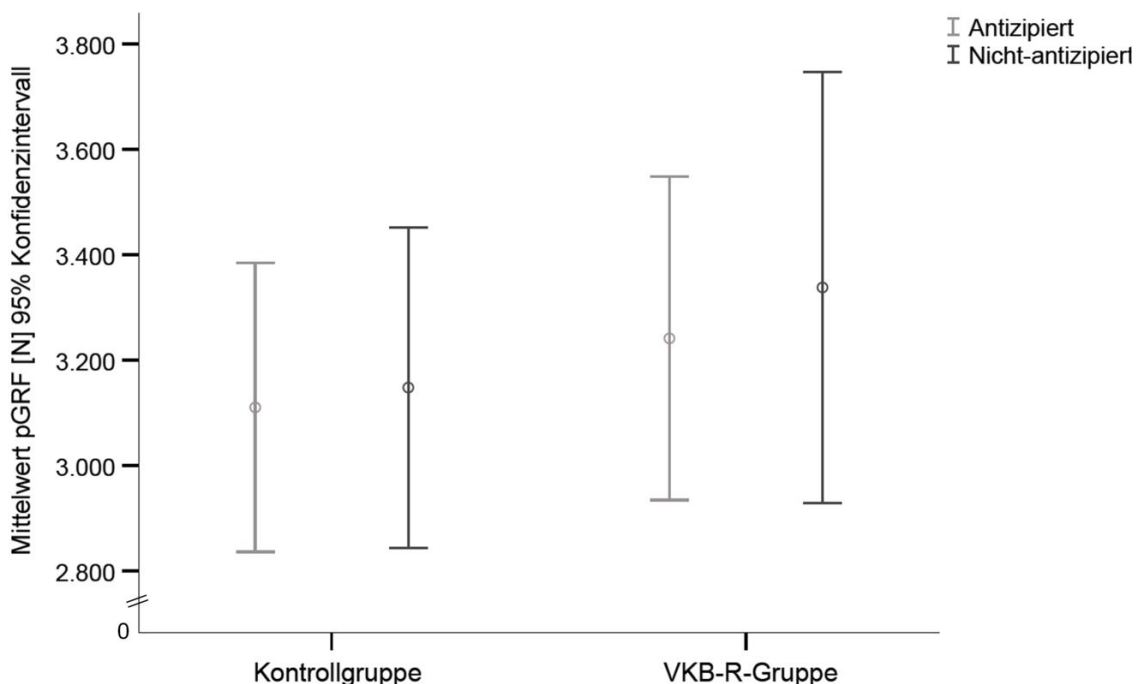


Abbildung 7: Mittlere maximale vertikale Bodenreaktionskraft (pVGRF) für die antizipierte und nicht-antizipierte Sprunglandebedingung beider Gruppen.

Nicht-antizipierte Sprunglandungen resultierten in einer signifikanten Landefehleranzahl (verminderte Entscheidungsqualität). Dies war sowohl für die Kontrollgruppe ($t(19) = 5,8$, $p < 0,001$, $d = 1,3$; Abbildung 8) als auch die VKBR-Gruppe ($t(9) = 6,1$, $p < 0,001$, $d = 1,9$; Abbildung 8) der Fall. Unter der antizipierten Bedingung traten in keiner der beiden Gruppen

Landefehler auf (Abbildung 8). In der Kontrollgruppe zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen einer höheren Anzahl nicht-antizipierter Landefehler und einer geringeren Flugzeit ($r(19) = -0,50$, $p = 0,024$), nicht jedoch in der VKBR-Gruppe. Hinsichtlich ihrer Entscheidungsqualität unterschieden sich die beiden Gruppen nicht systematisch ($t(28) = 0,7$, $p = 0,50$, $d = 0,3$; Abbildung 8).

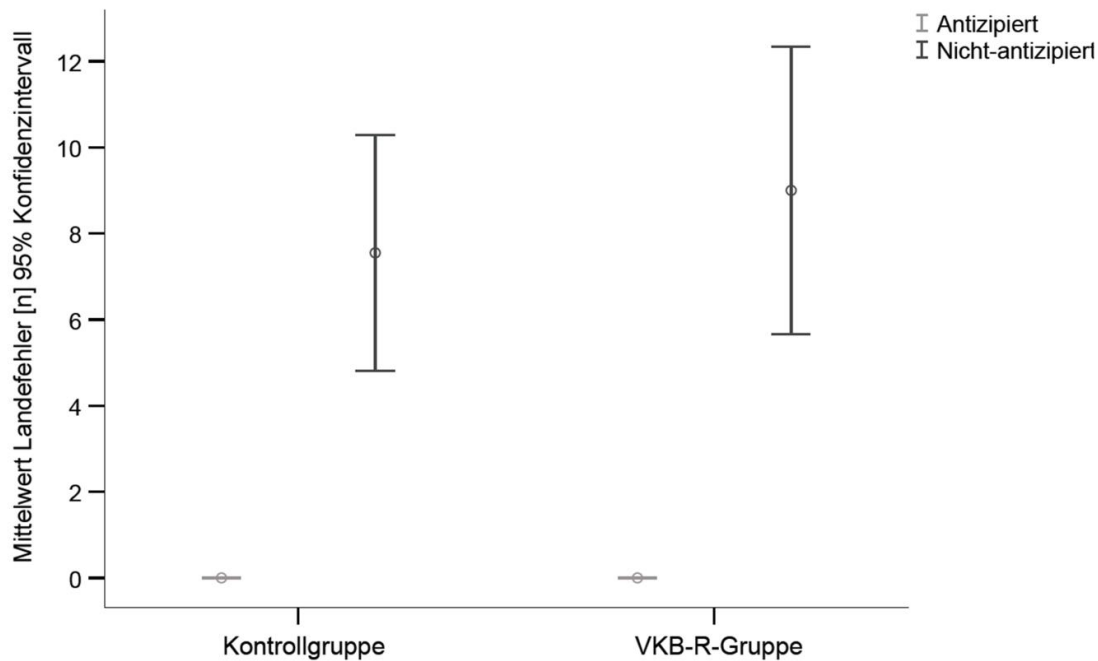


Abbildung 8: Landefehleranzahl (Entscheidungsqualität) der antizipierten und nicht-antizipierten Sprunglandebedingungen beider Gruppen

6.2 Zusammenhänge nicht-antizipierter Landekosten und kognitiver Funktion innerhalb der Gruppen

Innerhalb der Kontrollgruppe zeigte sich ein systematischer Zusammenhang zwischen der Abnahme der posturalen Landestabilität ($COP_{NANTvs,ANT}$) und einer geringeren Interferenzkontrolle (Stroop III, Tabelle 10). Keine der restlichen getesteten kognitiven Funktionen waren mit der Zunahme des COPs assoziiert (Tabelle 10).

Zudem war eine höhere Anzahl nicht-antizipierter Landefehler (verminderte Entscheidungsqualität) mit einer geringeren kognitiven Flexibilitäts-/Arbeitsgedächtnisleistung (TMT-B und

-B-A; Tabelle 10) assoziiert. Darüber hinaus zeigte sich eine überzufällige Korrelation zwischen einer geringeren Entscheidungsqualität und einer niedrigeren Kurzzeitgedächtnisleistung (Zahlenspannentest; Tabelle 10). Die Flugzeit (siehe oben) wurde jeweils als Kovariate im Rahmen der Korrelationsanalyse berücksichtigt. Zwischen der Landefehlerhäufigkeit und der restlichen kognitiven Messgrößen ergaben sich keine überzufälligen Zusammenhänge (Tabelle 10). Die Streu-Punkt-Diagramme zur Illustration dieser Ergebnisse befinden sich im Anhang (Seite 160f.) dieser Arbeit.

Im Gegensatz dazu zeigte sich ein umgekehrt proportionaler Zusammenhang zwischen der gesteigerten Standfehlerhäufigkeit und einer besseren kognitiven Flexibilitäts- sowie Arbeits- und Kurzzeitgedächtnisleistung (Tabelle 10).

Tabelle 10: Korrelationen zwischen kognitiver Funktion und signifikanter nicht-antizipierter Landekosten: Center of Pressure - Spurlänge; COP, Standfehler; SF und Landefehler; LF) innerhalb der Kontrollgruppe (n = 19)

Kognitionstest	COP _{NANT vs, ANT} ⁵	SF _{NANT vs, ANT} ⁴	LF _{NANT vs, ANT} ^{3**}
Detection Task	r(18) = -0,39, p = 0,10	r(19) = -0,3, p = 0,22	r(16) = -0,36, p = 0,15
Identification Task	r(18) = -0,26, p = 0,28	r(19) = -0,08, p = 0,74	r(16) = -0,09, p = 0,72
Trail Making Test – A	r(18) = -0,29, p = 0,23	r(19) = -0,23, p = 0,35	r(16) = 0,23, p = 0,36
Trail Making Test – B _{log10} ¹	r(18) = -0,34, p = 0,16	r(19) = -0,48, p = 0,04*	r(16) = 0,54, p = 0,02*
Trail Making Test B-A _{log10} ¹	r(18) = -0,27, p = 0,26	r(19) = -0,45, p = 0,05	r(16) = 0,47, p = 0,049*
Stop-Signal-Task	r(18) = -0,04, p = 0,87	r(19) = -0,09, p = 0,70	r(16) = 0,31, p = 0,21
Stroop I (Geschwindigkeit)	r(18) = -0,07, p = 0,79	r(19) = -0,39, p = 0,10	r(16) = 0,15, p = 0,56
Stroop II (Geschwindigkeit)	r(18) = -0,41, p = 0,08	r(19) = -0,40, p = 0,09	r(16) = -0,03, p = 0,91
Stroop III (Geschwindigkeit)	r(18) = -0,04, p = 0,86	r(19) = -0,45, p = 0,05	r(16) = 0,37, p = 0,13
Stroop I (Fehler)	-	-	-
Stroop II (Fehler) ²	r(18) = 0,27, p = 0,26	r(19) = 0,31, p = 0,19	r(16) = 0,48, p = 0,05
Stroop III (Fehler) ²	r(18) = 0,48, p = 0,04*	r(19) = -0,3, p = 0,22	r(16) = 0,33, p = 0,18
Zahlenspannen rückwärts	r(18) = 0,05, p = 0,84	r(19) = 0,50, p = 0,03*	r(16) = -0,20, p = 0,43
Zahlenspannen vorwärts	r(18) = 0,35, p = 0,14	r(19) = 0,15, p = 0,55	r(16) = -0,55, p = 0,02*

¹ log10-transformierter Wert erfüllt Kriterium der Normalverteilung; ² weder Original- noch log10-transformierte Werte erfüllen Kriterium einer Normalverteilung; ³ normalverteilte ordinalskalierte Daten; ⁴ nicht-normalverteilte ordinalskalierte Daten; ⁵ normalverteiltes metrisches Skalenniveau; * p < 0,05; ** parametrische partielle Korrelation mit mittlerer nicht-antizipierter Flugzeit/Sprungdauer als Kovariate; ANT = antizipiert; NANT = nicht-antizipiert; NANT vs. ANT = nicht-antizipierte Landekosten.

Innerhalb der VKBR-Gruppe war die Abnahme der posturalen Lande- und Standstabilität ($COP_{NANTvs,ANT}$ und $SF_{NANTvs,ANT}$) mit keiner der getesteten kognitiven Funktionen signifikant assoziiert (Tabelle 11). Hingegen ergaben sich systematische Assoziationen zwischen einer höheren Anzahl nicht-antizipierter Landefehler (geringere Entscheidungsqualität) und einer verminderten Aufmerksamkeits- und Interferenzkontrolle ($p < 0,05$; Tabelle 11; Stroop II und -III). Die Streu-Punkt-Diagramme zur Illustration dieser Ergebnisse befinden sich im Anhang (Seite 162) dieser Arbeit. Die übrigen erfassten kognitiven Funktionen standen in keinem signifikanten Zusammenhang mit der Entscheidungsqualität ($p < 0,05$; Tabelle 11).

Tabelle 11: Korrelationen zwischen kognitiver Funktion und signifikanter nicht-antizipierter Landekosten: Center of Pressure - Spurlänge; COP, Standfehler; SF und Landefehler; LF) innerhalb der VKBR-Gruppe ($n = 10$)

Kognitionstest	$COP_{NANT vs, ANT}^5$	$SF_{NANT vs, ANT}^3$	$LF_{NANT vs, ANT}^3$
Detection Task	$r(9) = -0,08, p = 0,83$	$r(9) = 0,43, p = 0,25$	$r(9) = -0,16, p = 0,69$
Identification Task	$r(9) = -0,28, p = 0,44$	$r(9) = -0,15, p = 0,68$	$r(9) = 0,35, p = 0,32$
Trail Making Test – A	$r(9) = -0,39, p = 0,27$	$r(9) = -0,17, p = 0,96$	$r(9) = 0,20, p = 0,57$
Trail Making Test – B	$r(9) = -0,17, p = 0,63$	$r(9) = -0,48, p = 0,16$	$r(9) = 0,44, p = 0,20$
Trail Making Test B-A	$r(9) = 0,00, p = 0,999$	$r(9) = -0,53, p = 0,11$	$r(9) = 0,39, p = 0,26$
Stop-Signal-Task	$r(9) = -0,17, p = 0,65$	$r(9) = -0,41, p = 0,24$	$r(9) = 0,31, p = 0,39$
Stroop I (Geschwindigkeit)	$r(9) = 0,46, p = 0,19$	$r(9) = 0,07, p = 0,85$	$r(9) = 0,31, p = 0,38$
Stroop II (Geschwindigkeit)	$r(9) = 0,43, p = 0,22$	$r(9) = -0,19, p = 0,61$	$r(9) = 0,66, p = 0,038^*$
Stroop III (Geschwindigkeit)	$r(9) = -0,02, p = 0,97$	$r(9) = -0,45, p = 0,18$	$r(9) = 0,67, p = 0,025^*$
Stroop I (Fehler) ²	-	-	-
Stroop II (Fehler) ²	$r(9) = -0,25, p = 0,49$	$r(9) = 0,44, p = 0,20$	$r(9) = -0,09, p = 0,80$
Stroop III (Fehler) ²	$r(9) = -0,53, p = 0,12$	$r(9) = -0,14, p = 0,69$	$r(9) = -0,02, p = 0,97$
Zahlenspannen rückwärts	$r(9) = -0,31, p = 0,38$	$r(9) = -0,14, p = 0,71$	$r(9) = -0,33, p = 0,35$
Zahlenspannen vorwärts	$r(9) = -0,10, p = 0,78$	$r(9) = -0,27, p = 0,45$	$r(9) = -0,40, p = 0,26$

¹ log10-transformierter Wert erfüllt Kriterium der Normalverteilung; ² weder Original- noch log10-transformierte Werte erfüllen Kriterium einer Normalverteilung; ³ normalverteilte ordinalskalierte Daten; ⁴ nicht-normalverteilte ordinalskalierte Daten; ⁵ normalverteiltes metrisches Skalenniveau; * $p < 0,05$; ANT = antizipiert; NANT = nicht-antizipiert, NANT vs. ANT = nicht-antizipierte Landekosten.

Bei den VKBR-Testpersonen war darüber hinaus eine höhere nicht-antizipierte Landefehlerzahl (geringere Entscheidungsqualität) mit einer größeren Seitenasymmetrie im Einbeinweitsprungtest ($r(9) = 0,84, p < 0,01$) sowie einem kürzeren postoperativen Zeitraum ($r(9)$

= -0,66, $p = 0,04$) assoziiert. Zwischen der subjektiv empfundenen Kniefunktion und der nicht-antizipierten Landefehlerzahl bestand dahingegen kein überzufälliger Zusammenhang ($p > 0,05$). Die Streu-Punkt-Diagramme zur Illustration dieser Ergebnisse befinden sich im Anhang (Seite 163) dieser Arbeit.

6.3 Kognitive Funktion zwischen den Gruppen

Bis auf die Detection Task unterschieden sich die beiden Gruppen in keiner der eingesetzten Kognitionstests. Diesbezüglich wiesen die VKBR- gegenüber den Kontrolltestpersonen eine signifikant schnellere einfache Reaktionsgeschwindigkeit auf (Tabelle 12). Einen Trend für einen überzufälligen Gruppenunterschied zeigte sich für den Zahlenspannentest (Tabelle 12). Bei der rückwärtigen Wiedergabe der Ziffern (Kurzzeitgedächtnis) schnitten die VKBR-Testpersonen tendenziell schlechter ab als die der Kontrollgruppe (Tabelle 12).

Tabelle 12: Deskriptive Übersicht über die Testpersonencharakteristik der sekundären Messgrößen der beiden Gruppen inklusive inferenzstatistische Überprüfung auf Gruppenunterschiede

Kognitionstests	Kontrollgruppe (n=19) Mw ± Stabw (min - max)	VKBR-Gruppe (n=10) Mw ± Stabw (min - max,)	p-Wert
Detection Task	304 ± 29 (260 – 354)	281 ± 25 (253 – 325)	0,04*
Identification Task	460 ± 46 (398 – 560)	467 ± 82 (368 – 634)	0,77
Trail Making Test – A	23 ± 4 (16 – 32)	23 ± 5 (15 – 30)	0,74
Trail Making Test – B	47 ± 18 (27 – 95) ²	51 ± 11 (37 – 64)	0,13
Trail Making Test – B-A	24 ± 17 (6 – 66) ²	28 ± 10 (14 – 44)	0,10
Stop-Signal-Task	268 ± 39 (213 – 369)	273 ± 34 (222 – 348)	0,73
Stroop I (Geschwindigkeit)	27 ± 4 (21 – 35)	28 ± 3 (22 – 31)	0,78
Stroop I (Fehler)	0 ± 0	0 ± 0	0,19
Stroop II (Geschwindigkeit)	44 ± 7 (33 – 61)	41 ± 6 (32 – 53)	0,27
Stroop II (Fehler)	0,6 ± 1 (0 – 4) ¹	1 ± 1 (0 – 4) ¹	0,57
Stroop III (Geschwindigkeit)	63 ± 11,6 (42 – 86)	67 ± 15 (49 – 89)	0,39
Stroop III (Fehler)	1 ± 1 (0 – 4) ¹	1 ± 2 (0 – 5) ¹	0,56
Zahlenspannen rückwärts	8 ± 2 (3 – 13)	6 ± 3 (2 – 11)	0,06
Zahlenspannen vorwärts	8 ± 2 (3-11)	8 ± 2 (6 – 11)	0,72

¹ Original- und log₁₀-transformierte Werte sind nicht-normalverteilt; ² log₁₀-transformierte Werte sind normalverteilt; * $p < 0,05$; n = Anzahl; Mw = Mittelwert; Stabw = Standardabweichung.

7 Diskussion

In der vorliegenden Dissertation wurde an Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion (VKBR-Gruppe) sowie Studienteilnehmenden ohne schwere Knieverletzungshistorie die Annahme überprüft, ob nicht-antizipierte im Vergleich zu antizipierten Sprunglandungen zu einer verminderten Entscheidungsqualität und/oder biomechanischen Landestabilität (nicht-antizipierte Landekosten) führen. Der Nachweis nicht-antizipierter Landekosten, welche sich in Form einer verringerten posturalen Landestabilität (COP und Standfehler) und einer signifikanten Landefehlerzahl zeigten, bestätigte sich für beide Gruppen gleichermaßen. Hypothese 1 konnte hiermit verifiziert werden.

Zudem wurde erstmals die Annahme getestet, dass höhere nicht-antizipierte Landekosten mit einer geringeren Leistungsfähigkeit in ausgewählten höheren und niedrigeren kognitiven Funktionen assoziiert sind. In der Tat stand die höhere Anzahl nicht-antizipierter Landefehler (geringere Entscheidungsqualität) in einem signifikanten Zusammenhang mit einer geringeren kognitiven Flexibilitäts- und Arbeits-/Kurzzeitgedächtnisleistung (Kontrollgruppe) sowie einer verminderten Interferenz- und Aufmerksamkeitskontrolle (VKB-Gruppe). Innerhalb der Kontrollgruppe war zudem die Abnahme der posturalen Landestabilität (höhere COP-Werte) unter der nicht-antizipierten Bedingung überzufällig mit einer verminderten Interferenzkontrolle assoziiert. Eine zumindest partielle Annahme der Hypothese 2 ergab sich somit für beide Gruppen. Hinsichtlich der biomechanischen Lande- und Entscheidungsqualität unterschieden sich die beiden Gruppen weder unter der antizipierten noch der nicht-antizipierten Bedingung signifikant. Genauso verhielt es sich im Hinblick auf die Höhe der nicht-antizipierten Landekosten. Dies führte zur Ablehnung von Hypothese 3. Darüber hinaus war Hypothese 4 abzulehnen: Die VKB-rekonstruierten Testpersonen wiesen im Vergleich zur Kontrollgruppe keine geringere Leistungsfähigkeit in den getesteten kognitiven Funktionen auf.

Aufgrund der Falsifikation der beiden vorangegangenen Forschungsannahmen war auch Hypothese 5 zu verwerfen, wonach die Zusammenhänge zwischen nicht-antizipierten Landekosten und kognitiver Funktionsfähigkeit für die VKBR-Gruppe stärker ausfallen als für die Kontrollgruppe.

7.1 Ergebnisdiskussion

7.1.1 Nicht-antizipierte Landekosten innerhalb der Gruppen

Biomechanische Landestabilität - Studienlage

Der im Rahmen dieser Dissertation erbrachte Nachweis einer verminderten posturalen Landestabilität (COP, Standfehler) unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten relativ zu antizipierten Landeanforderungen stimmt grundsätzlich überein mit der bisherigen Evidenzlage (Besier et al., 2001; Fong et al., 2014; Almonroeder et al., 2015; Meinerz et al., 2015; Collins et al., 2016; Yom et al., 2018). Die Forschenden führen die verminderte biomechanische Landestabilität auf den kurzen Zeitraum zurück, der den Testpersonen für die Reaktion auf die visuelle Landeinformation während des Sprungs zur Verfügung steht (Besier et al., 2001; Almonroeder et al., 2015).

Interpretation/Mechanismen

Der Erhalt der dynamischen Gelenkstabilität während der Landung eines Sprungs basiert auf einer optimal aufeinander abgestimmten antizipatorischen (Feedforward) und reflektorischen (Feedback) Aktivierung der kniestabilisierenden Muskulatur (Swanik et al., 1997; Finley et al., 2012; Taube et al., 2012). Eine insuffiziente Feedforward-Aktivierung vor Bodenkontakt erfordert einen verstärkten Einsatz kompensatorischer Feedback-Mechanismen nach der Landung (McLean et al., 2010a; Finley et al., 2012; Taube et al., 2012; Kapitel 2.2.3). Unter der antizipierten Bedingung hatten die Testpersonen ausreichend Zeit für die Planung und Vorbereitung der einbeinigen Landung. Bei einer mittleren Flugdauer von rund 480 Millisekunden in der Kontroll- und 470 Millisekunden innerhalb der VKBR-Gruppe abzüglich der Latenz des USB-Schalters von etwa 120 Millisekunden (Kapitel 5.4) betrug die

verfügbare Reaktionszeit während des Flugs unter der nicht-antizipierten Bedingung dahingegen gerade einmal 350 bis 360 Millisekunden. Dieser Zeitraum könnte zu kurz gewesen sein, um eine optimale antizipatorische Muskelaktivierung vor Bodenkontakt aufzubauen. Die verminderte Feedforward-Kontrolle wurde vermutlich durch verstärkte Feedbackmechanismen nach der Landung kompensiert. Dies zeigte sich in Form verstärkter posturaler Schwankungen (höhere COP-Werte). Eine insuffiziente antizipatorische Muskelaktivierung, die gerade noch ausreichte, um sicher auf der korrekten Seite zu landen, aber zu defizitär, um die instabile Landeposition durch vermehrte reflektorische posturale Ausgleichsbewegungen zu sichern, führte wahrscheinlich zu Standfehlern.

Da im Rahmen dieser Arbeit kein elektromyografisches Verfahren eingesetzt wurde lässt sich über die potenziellen Auswirkungen des Antizipationsstatus auf die Feedforward-Aktivität allerdings keine abschließende Aussage treffen.

Einzelne Studien liefern allerdings erste Evidenz für die vermuteten Effekte des Antizipationsstatus auf die Feedforward-Kontrollmechanismen: Leukel et al. (2012) verglichen beispielsweise bei gesunden Testpersonen die EMG-Aktivität des M. soleus vor antizipierten und nicht-antizipierten Drop-Jumps. Ein auditives Signal informierte die Testpersonen 110 bis 170 Millisekunden vor Bodenkontakt darüber, wenn sie anstelle des Reaktivsprungs nach Bodenkontakt direkt in eine Landeposition wechseln sollten. Blieb der Ton vor Bodenkontakt aus, musste ein klassischer Drop-Jump mit Reaktivsprung durchgeführt werden. Unter der nicht-antizipierten Bedingung wussten die Testpersonen zum Zeitpunkt des Absprungs nicht, ob ein Tonsignal ertönt. Bei den antizipierten Drop-Jumps wurde den Testpersonen dahingegen bereits vor Absprung mitgeteilt, dass sie keinen Ton vor Bodenkontakt zu erwarten hatten. Die nicht-antizipierten Drop-Jumps resultierten relativ zur antizipierten Bedingung in einer signifikant verminderten Aktivität des M. soleus vor Bodenkontakt und damit einhergehend in einer niedrigeren tendomuskulären Stiffness. Diese Resultate sind womöglich Folge des eingangs erwähnten Zeitdrucks.

Ähnliche Befunde über eine verminderte antizipatorische Muskelaktivität unter nicht-antizipierten Bewegungsanforderungen machten auch (Higashihara et al., 2017). Sie erfassten

bei männlichen Sprintern vor und nach antizipierten und nicht-antizipierten Rumpf-Perturbationen die EMG-Aktivität der Hamstrings. Zudem detektierten sie die Beschleunigungsamplitude des Rumpfs unmittelbar nach dem Perturbationsimpuls. Die Testpersonen befanden sich in einer knienden aufrechten Ausgangslage. Die Perturbation wurde durch einen konstanten Zug an einem Seil mit einer prädefinierten Kraft ausgelöst. Die Testpersonen trugen einen Brustgurt, an dessen Rückseite das Seil angebracht war. Die Versuchsteilnehmer wurden instruiert, dem Zugimpuls isometrisch entgegenzuwirken. Es zeigte sich, dass die Hamstrings-Aktivität vor den nicht-antizipierten Perturbationen signifikant später einsetzte als unter der antizipierten Bedingung. Außerdem wiesen die Testpersonen gegenüber der antizipierten Perturbation eine signifikant stärkere Rumpfbeschleunigung auf, wobei eine höhere Aktivität der Hamstrings beobachtet wurde. Die Autorenschaft interpretierte die vermehrte Rumpfinstabilität nach der nicht-antizipierten Perturbation, u.a. als Folge der verminderten muskulären Feedforward-Aktivierung, die durch eine vermehrte Feedback-Kontrolle zur Wiederherstellung der Rumpfstabilität hinterher kompensiert werden musste.

McLean et al. (2010a) wählten einen dieser Dissertation ähnlicheren Versuchsaufbau. In ihrer Studie untersuchten sie die Zusammenhänge zwischen dem Zeitpunkt des EMG-Muskel-Onsets und der biomechanischen Landestabilität. Unter der antizipierten Bedingung wussten die Testpersonen bereits vor Absprung, auf welcher Seite sie landen und in welche Richtung sie anschließend eine Cutting-Bewegung ausführen sollten. Unter der nicht-vorgeplanten Bedingung erhielten sie diese Info erst nach Absprung. Die Autorenschaft beobachtete einen signifikanten Zusammenhang zwischen einer später einsetzenden Muskelaktivierung der medialen Anteile des Gastrocnemius sowie der Hamstrings (relativ zur Stimuluspräsentation) vor Bodenkontakt und einem höheren Knieabduktionsmoment nach der Landung. Diese Zusammenhänge fielen für die nicht-vorgeplante Landebedingung (signifikant höheres Knieabduktionsmoment) stärker aus. Die Ergebnisse stützen das allgemeine Verständnis, wonach eine verminderte und/oder verzögerte antizipatorische

Muskelaktivierung während eines Sprungs eine insuffiziente Gelenkstabilität nach Bodenkontakt (Knieabduktion) zufolge hat (McLean et al., 2010a).

Hinsichtlich der TTS ließen sich weder innerhalb der Kontroll- noch der VKBR-Gruppe signifikante Unterschiede zwischen den beiden Landebedingungen feststellen.

Stärkere posturale Schwankungen nach erfolgreichen Landungen scheinen daher vor allem in der frühen dynamischen Landephase, d. h. innerhalb der ersten 2,5 Sekunden nach Bodenkontakt (Franzs et al., 2016) aufgetreten zu sein (höhere COP-Werte). Diese führten jedoch offenbar nicht zu einer längeren TTS. Die Testpersonen waren daher offensichtlich unter beiden Bedingungen in der Lage, ihr Gleichgewicht relativ schnell wiederherzustellen, unabhängig von der Intensität der posturalen Ausgleichbewegungen nach Bodenkontakt. Andernfalls hätten die höheren COP-Werte unter der nicht-antizipierten Bedingung auch zu längeren Stabilisationsdauern geführt. Die von den beiden Landebedingungen weitestgehend unbeeinflussten TTS-Werte könnten auch auf die Instruktion der Testpersonen zurückgeführt werden, wonach im Anschluss an die Landung möglichst schnell eine stabile Standposition einzunehmen und aufrechtzuerhalten war. Zudem ist es möglich, dass den Standfehlversuchen und der damit einhergehenden vermehrten posturalen Instabilität deutlich höhere TTS-Werte vorausgingen. Diese wurden jedoch nur für die erfolgreichen Landeversuche ausgewertet (Kapitel 5.8), sodass sich diesbezüglich keine fundierte Aussage treffen lässt. Nach Kenntnisstand des Verfassers dieser Arbeit liegen aktuell keine Untersuchungen vor, in denen die Effekte des Antizipationsstatus auf die TTS überprüft wurden.

Ähnlich verhielt es sich auch im Hinblick auf die pVGRF. In keiner der beiden Gruppen ließen sich statistisch bedeutende Unterschiede zwischen den Bedingungen detektieren.

Die Studienteilnehmenden der vorliegenden Arbeit scheinen daher offenbar in der Lage gewesen zu sein, die pVGRF unter beiden Bedingungen gleichermaßen, wahrscheinlich durch ein ausreichendes Maß an antizipatorischer Muskelaktivität kurz vor Bodenkontakt und einer Landung in nicht zu geringen Gelenkflexionswinkeln der unteren Extremität zu

absorbieren (Hewett, 2010; Santello, 2004; Kapitel 2.2.3). Im Gegensatz zu den gültigen Versuchen könnte dies bei Landefehlern im deutlich geringerem Maße der Fall gewesen sein. Dadurch wäre es vermutlich unter der nicht-antizipierten relativ zu antizipierten Bedingung zu höheren pVGRF gekommen. Der kinetische Parameter wurde jedoch nur für die erfolgreichen Landungen aufgezeichnet (Kapitel 5.8), sodass sich diese Vermutung auf Basis der vorliegenden Daten nicht beurteilen lässt.

Hinsichtlich der Effekte des Antizipationsstatus auf die pGRF besteht innerhalb der publizierten Literatur uneindeutige Evidenz. Einer Untersuchung von Kim et al. (2014) zufolge generierten Fußballspieler unter einer nicht-antizipierten Lande-/Cutting-Bedingung im Vergleich zu einer antizipierten Bedingung sogar signifikant geringere pGRF. Im Gegensatz dazu identifizierten Meinerz et al. (2015) in einer Studie an College-Athletinnen unter einer ähnlichen nicht-antizipierten Bedingung signifikant höhere pVGRF. Den Resultaten von Yom et al. (2018) zufolge führten nicht-antizipierte Landeanforderungen ebenfalls zu höheren maximalen Landekräfte, die sich in Form von höheren posterioren pGRF zeigten.

Entscheidungsqualität - Studienlage

Obgleich bislang kaum untersucht, geht die Beobachtung einer gesteigerten Landefehlerhäufigkeit unter nicht-antizipierten Landeanforderungen weitestgehend konform mit den Befunden ähnlicher Studien. Mache et al. (2013) verglichen die Landebiomechanik unter antizipierten und nicht-antizipierten/-vorgeplanten Landungen (Drop-Jumps/-Landungen) bei weiblichen und männlichen Freizeitsporttreibenden. Unter beiden Bedingungen hingen die Testpersonen zunächst mit gestreckten Armen an einer Stange. Der Abstand zwischen den Füßen der Testpersonen und der sich darunter befindlichen Kraftmessplatten am Boden betrug 20 Prozent der jeweiligen Körpergröße. Unter der antizipierten Bedingung wurde den Testpersonen bereits vor Loslassen der Stange die Information gegeben, ob sie nach Bodenkontakt einen klassischen Drop-Jump mit Reaktivsprung oder nur eine Landung ohne anschließenden Reaktivsprung durchführen sollten. Unter der nicht-antizipierten Bedingung erhielten sie diese Information mittels eines visuellen Signals während des Falls,

250 Millisekunden vor Bodenkontakt. Eine erfolgreiche Drop-Jump-Landung lag dann vor, wenn die Testpersonen nach Bodenkontakt eine stabile Landeposition ohne Sicherheits-schritt aufrechterhalten konnten. Der Drop-Jump war erfolgreich, sofern die Testpersonen den Reaktivsprung ohne subjektiv wahrgenommener Pause/Latenz nach initialem Bodenkontakt absolvierten. Ähnlich der Resultate dieser Dissertation beobachtete das Autorenteam unter der nicht-antizipierten Bedingung eine signifikante Anzahl an Fehlversuchen in beiden Drop-Jump-Varianten. Bei den antizipierten Landungen trat dahingegen kein ungültiger Versuch auf.

Ähnliche Beobachtungen machte Almonroeder (2017) im Rahmen seiner Dissertation. Darin ließ er Athletinnen aus dem Bereich der Spielsportarten drei unterschiedliche Landemanöver absolvieren: Erstens laterales Cutting mit der dominanten Seite nach initialer Landung, zweitens einbeinige Landung ohne anschließendes Cutting und drittens beidbeinige Landung mit anschließendem Vertikalsprung. Die Testpersonen wurden instruiert, das entsprechende Manöver unmittelbar nach der Landung ohne Verzögerung durchzuführen. Während die Testpersonen unter der antizipierten Bedingung bereits vor Absprung wussten, welches der drei Manöver sie zu absolvieren hatten erhielten sie diese Information bei der nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bedingung erst nach Absprung. Letztere resultierte in einer signifikant längeren mittleren Latenzzeit zwischen Landung und Initiierung der Folgebewegung (Cutting, Vertikalsprung). Die längere Bodenkontaktzeit führte der Autor auf den Versuch der Testpersonen zurück, die gegenüber der antizipierten Bedingung gesteigerte kognitive Beanspruchung (Verarbeitung der visuellen Landeinformation unter Zeitdruck) während des Sprungs zu kompensieren und abzumindern. Unter der antizipierten Bedingung mussten die Testpersonen dahingegen keine Auswahl-Reaktionsentscheidung unter Zeitdruck treffen. Die kognitive Beanspruchung war daher vergleichsweise gering, was die kürzer andauernde mittlere Standzeit erklären könnte. Diese Interpretationen passen zu denen von McLean et al. (2010a). Das Autorenteam geht davon aus, dass die potenziell höhere kognitive Beanspruchung unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bewegungsanforderungen die Informationsverarbeitungs- und Reaktionsgeschwindigkeit (prä-motorische

Zeit) verlängern könnte. Diese Auffassung vertreten weitere Forschende (Swanik, 2015; Kim et al., 2016).

Interpretation

Ähnlich wie in der Studie von Almonroeder (2017) könnte es sich auch bei den Testpersonen dieser Arbeit verhalten haben: Trotz der Instruktion, uniforme Flugzeiten zu produzieren, waren die Testpersonen unter der nicht-antizipierten Bedingung geringfügig länger in der Luft (~12 Millisekunden). Wie bei Almonroeder (2017) könnte dies eine unbewusste Strategie gewesen sein, um den Zeitdruck und die damit einhergehend vermehrte kognitive Beanspruchung während des Sprungs abzuschwächen und so etwas mehr Zeit für das Treffen der Auswahl-Reaktionsentscheidung bzw. die Landevorbereitung zu haben.

Die sogenannte „Speed-accuracy trade-off-Theorie“ geht davon aus, dass die Präzision einer Entscheidung von der Geschwindigkeit abhängt, unter der sie getroffen wird (Heitz, 2014). Schnelle Entscheidungen führen in der Regel zu unpräziseren Resultaten als langsamere und durchdachtere Entscheidungen (Heitz, 2014). Spieser et al. (2017) untersuchten die Auswirkungen von Auswahl-Reaktionsentscheidungen unter Zeitdruck auf die Geschwindigkeit und Präzision der motorischen Reizbeantwortung (Tastendruck) in einem PC-gestützten Test. Im Gegensatz zu den o. g. Interpretationen maßen das Autorenteam eine signifikant schnellere motorische Reaktionsgeschwindigkeit unter Zeitdruck. Die beschleunigten motorischen Prozesse zeigten sich u. a. in einer kürzeren Latenz zwischen EMG-Muskel-Onset und Reizbeantwortung (motorische Zeit). Nach Auffassung der Autorenschaft könnte die gesteigerte Reaktions-/Bewegungsgeschwindigkeit die häufige Beobachtung erklären, dass Testpersonen unter Zeitdruck auf Kosten einer höheren Präzision weniger in der Lage sind, bereits initiierte inkorrekte Bewegungsreaktionen zu inhibieren (Burle et al., 2014). Diese fehlerhaften bzw. unpräzisen Auswahl-Reaktionsentscheidungen könnten, übertragen auf die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführte Sprunglandeaufgabe, zum Zustandekommen der Landefehler beigetragen haben. Die Kompensation verzögerter

oder fehlerhafter visuell-motorischer Verarbeitungsprozesse und Auswahl-Reaktionsentscheidungen während des Flugs könnte wertvolle Zeit kosten, die am Ende fehlt, um noch vor Erreichen des Bodens erfolgreiche Bewegungskorrekturen durchzuführen und/oder eine korrekte und sichere Landung durch den rechtzeitigen Aufbau einer suffizienten muskulären Feedforward-Aktivierung zu garantieren. Das damit einhergehend gesteigerte Risiko für eine instabile/riskante Landung könnte die Testpersonen im Sinne einer sogenannten „Posture-First-Strategie“ (Bloem et al., 2006) zu Sicherheitslandungen veranlasst haben, indem sie ungeachtet der eingeblendeten Landeinformation entweder auf ihrer bevorzugten Seite oder beidseitig gelandet sind. Diese Strategie impliziert eine Priorisierung des Gleichgewichtserhalts gegenüber der erfolgreichen Lösung der Primäraufgabe (Bloem et al., 2006), in diesem Fall die Durchführung einer korrekten einbeinigen Landung.

7.1.2 Zusammenhänge nicht-antizipierter Landekosten und kognitiver Funktion innerhalb der Gruppen

Entscheidungsqualität und Kognition - Studienlage

Die Resultate der vorliegenden Dissertation liefern erste Hinweise für die Existenz eines Zusammenhangs zwischen der kognitiven Funktion und der Entscheidungsqualität (nicht-antizipierte Landefehler). Insbesondere die höheren bzw. exekutiven kognitiven Funktionen (kognitive Flexibilität/Arbeitsgedächtnis und Interferenzkontrolle) scheinen für das Treffen korrekter Auswahl-Reaktionsentscheidungen unter Zeitdruck von besonderer Relevanz zu sein.

Insgesamt entsprechen die Ergebnisse der eingeschlossenen Studienteilnehmenden in den zur Operationalisierung der höheren kognitiven Funktionen eingesetzten Tests den der Referenzgruppe. So stimmen beispielsweise die Gruppenmittelwerte des Stroop-Interferenzttests mit den Normwerten gesunder männlicher Studierenden/Akademikern in der Altersklasse der 25 bis 29-jährigen überein (van der Elst et al., 2006). Ähnlich verhält es sich auch für den Trail-Making-Test. Die Gruppenmittelwerte der Testpersonen entsprechen den

Durchschnittswerten der Normstichprobe der 25 bis 34-jährigen und liegen in etwa innerhalb der 60. Perzentile (Tombaugh, 2004). Allerdings war die Streuung der Einzelwerte relativ groß.

Die niedrigeren kognitiven Prozesse scheinen dahingegen kaum einen Einfluss auf die Entscheidungsqualität zu haben. Hinweise für diese Vermutung liefern die Beobachtungen von (Almonroeder, 2017). Der Autor untersuchte bei Freizeitathletinnen die biomechanische Landesicherheit während antizipierten und nicht-antizipierten/-vorgeplanten Lande- und Cutting-Manövern in Abhängigkeit der Reaktions- und visuomotorischen Verarbeitungsgeschwindigkeit (niedrigere kognitive Funktion; Alvarez & Emory, 2006). Die Athletinnen wurden instruiert, das Cutting-Manöver gemäß der während des Sprungs angezeigten Richtung (Auswahl-Reaktionsentscheidung) unmittelbar nach Bodenkontakt durchzuführen. Trotz der Instruktion wiesen die Testpersonen unter der nicht-antizipierten Bedingung signifikant längere Bodenkontaktzeiten auf (siehe Seite 79). Der Autor führte dies auf die additive kognitive Beanspruchung (Verarbeitung des Stimulus) zurück. Überraschenderweise blieb die Latenzzeit zwischen Landung und Initiierung des erforderlichen Cutting-Manövers unbeeinflusst von der erfassten Reaktionszeit der Testpersonen. Eine schnellere visuomotorische Verarbeitungsgeschwindigkeit allein scheint daher offenbar noch nicht ausreichen, um das Treffen bewegungsbezogener Auswahl-Reaktionsentscheidungen und deren Durchführung unter Zeitdruck zu beschleunigen. Inwiefern Athletinnen mit einer höheren Leistungsfähigkeit im Bereich der Exekutivfunktionen eine kürzere Bodenkontaktzeit aufgewiesen hätten bleibt Spekulation.

Interpretation

Unter der nicht-antizipierten Bedingung waren die Testpersonen gefordert, unter hohem Zeitdruck eine präzise bewegungsbezogene Auswahl-Reaktionsentscheidung zu treffen. Während der Flugphase des Sprungs musste der visuelle Stimulus schnell wahrgenommen und verarbeitet, der motorische Plan ggf. adaptiert, die korrekte Bewegungsreaktion selektiert und daraufhin eine möglichst sichere Landung durchgeführt werden (Kapitel 2.4.2).

Studienteilnehmende mit einer höheren kognitiven Flexibilitäts- sowie Kurzzeit-/Arbeitsgedächtnis- und Inhibitionsleistung scheinen besser in der Lage gewesen zu sein, mit dem Zeitdruck und der kognitiven Beanspruchung während des Flugs umzugehen (weniger Landefehler). Dies traf auf beide Gruppen gleichermaßen zu. Vermutlich lediglich aufgrund der geringen Fallzahl erreichten die Assoziationen zwischen den o. g. kognitiven Funktionen und der Entscheidungsqualität innerhalb der VKBR-Gruppe (mit Ausnahme der Interferenzkontrolle) keine statistische Signifikanz. Es ist daher anzunehmen, dass die kognitiven Voraussetzungen die Studienteilnehmenden befähigt haben, schnellere und/oder präzisere Auswahl-Reaktionsentscheidungen unter Zeitdruck zu treffen. Dies könnte ihnen in der Folge mehr Zeit verschafft haben, um inadäquate Bewegungsreaktionen während des Sprungs möglicherweise noch rechtzeitig zu korrigieren und die für eine erfolgreiche Landung erforderliche Feedforward-Aktivität aufzubauen (Kapitel 7.1.1). Den kognitiv schwächeren Testpersonen könnte es demgegenüber an der notwendigen Zeit gefehlt haben, sodass inadäquate Reaktionen teils nicht mehr korrigiert werden konnten und eine suffiziente Feedforwardplanung zur Gewährleistung einer korrekten Landung nicht mehr möglich war.

Mechanismen - Kognitive Flexibilität/Arbeitsgedächtnis

Kognitive Flexibilität beschreibt die mentale Fähigkeit einer Person, die kognitiven Verarbeitungsstrategien an unerwartete Veränderungen innerhalb der Umwelt anzupassen (Cañas et al., 2003). Kognitiv flexiblere Testpersonen könnten daher besser in der Lage gewesen sein, ihren motorischen Plan spontan zu ändern, wenn das während des Sprungs angezeigte Landebeginn nicht der ursprünglich erwarteten oder präferierten Seite entsprach und spontan beizubehalten, wenn dies der Fall war. Dies könnte erklären weshalb die Testpersonen mit einer besseren kognitiven Flexibilitätsleistung (Trail-Making-Test) weniger nicht-antizipierte Landefehler produzierten.

Das Kurzzeitgedächtnis ist definiert als die Fähigkeit, Informationen über einen kurzen Zeitraum zu behalten (Gathercole, 1999). Das Arbeitsgedächtnis ermöglicht darüber hinaus die

simultane Verarbeitung und Manipulation der temporär gespeicherten Informationen während der Durchführung komplexer kognitiver Aufgaben (Baddeley, 1992, 2003). Das Arbeitsgedächtnis bildet die Schnittstelle zwischen somatosensorischen (Wahrnehmung) und exekutiv/motorischen kortikalen Netzwerken (Baddeley, 2012). Das Hauptmerkmal des von Baddeley begründeten Arbeitsgedächtnis-Modells (Baddeley & Hitch, 1974) bildet die „Zentrale Exekutive“ (Baddeley, 2007). Das Aufmerksamkeits-Kontrollsystem, lokalisiert im präfrontalen Kortex, steuert u. a. den Aufmerksamkeitsfokus innerhalb und zwischen den sensorischen Subsystemen: die phonologische Schleife (Verarbeitung verbaler Informationen) und der räumlich-visuelle Notizblock (Verarbeitung visueller und visuell-räumlicher Informationen), lokalisiert im parietalen/somatosensorischen Kortex (Baddeley, 2003, 2012). Elektroenzephalographische Untersuchungen liefern Evidenz für die Sensitivität des Arbeitsgedächtnisses gegenüber der Intensität der präfrontalen Aufmerksamkeitskontrolle und der parietalen sensorischen Verarbeitung visueller und propriozeptiver Informationen während visuell-motorischer und sensomotorischer Aufgaben (Gevins, 1997; Meltzer et al., 2008; Baumeister et al., 2008, 2011).

Es kann daher spekuliert werden, dass die Studienteilnehmenden mit einer höheren Arbeitsgedächtnisleistung weniger Aufmerksamkeitsressourcen für die sensomotorischen Verarbeitungsprozesse während des Sprungs aufbringen mussten oder widerstandsfähiger gegenüber der mit der nicht-antizipierten Landeanforderung einhergehenden kognitiven Beanspruchung waren. Die geringere Auslastung des Arbeitsgedächtnisses könnte die visuell-motorische Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit beschleunigt oder zumindest weniger stark beeinträchtigt haben. Diese Theorie könnte die Befunde einer Studie von Wilhelm & Oberauer (2006) miterklären: Die Forschenden identifizierten einen signifikanten Zusammenhang zwischen einer besseren Arbeitsgedächtnisleistung und einer höheren Auswahl-Reaktionsentscheidungs-geschwindigkeit während einer nicht sport-spezifischen visuell-motorischen Aufgabe. Übertragen auf die Resultate der vorliegenden Arbeit könnten die Testpersonen mit einer geringeren Arbeitsgedächtnisleistung aufgrund einer höheren Beanspruchung dessen langsamere landebezogene Entscheidungen getroffen haben.

Diese Annahme geht insofern konform mit den Überlegungen weiterer Forschenden, als dass es in Folge einer höheren kognitiven Beanspruchung unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Landeanforderung zu verlängerten visuell-motorischen Reaktionszeiten kommen könnte (McLean et al., 2010a; Swanik, 2015). Langsamere oder verzögerte Auswahl-Reaktionsentscheidungen während des Sprungs kosten Zeit, die für eine sichere Landung erforderliche Feedforwardplanung fehlen könnten. Dies könnte in der Folge das Auftreten von Landefehlern prädisponieren (Posture-First-Strategie; siehe Seite 81).

Mechanismen - Inhibitionskontrolle

Die Interferenzkontrolle (Stroop-III) bildet zusammen mit der motorischen Inhibitionskontrolle (Stop-Signal-Task) das gemeinsame Konstrukt der Reaktionsinhibition/Impulskontrolle (Dimoska-Di Marco et al., 2011; van Velzen et al., 2014). Die motorische Inhibitionskontrolle reflektiert die Fähigkeit, dominierende und automatische bereits initiierte motorische Reaktionen noch zu unterdrücken (Schachar et al., 2007). Die Interferenzkontrolle bezieht sich dahingegen auf die kognitiven Kontrollprozesse, die notwendig sind, um Interferenzen zwischen zwei konkurrierenden relevanten und irrelevanten Reizmerkmalen entgegenzuwirken (Nigg, 2000). Bildgebungsstudien zeigen, dass sowohl der Interferenz- als auch der motorischen Inhibitionskontrolle die gleichen kortikalen inhibitorischen Mechanismen zugrunde liegen (Verbruggen et al., 2005; Nee et al., 2007). Es wird allerdings davon ausgegangen, dass die Interferenzkontrolle eher frühere und die motorische Inhibition spätere reaktions-inhibitorische Prozesse abbilden (Sebastian et al., 2013).

Die innerhalb der VKBR-Gruppe identifizierte Korrelation zwischen einer geringeren Entscheidungsqualität (mehr Landefehler) und einer verminderten Interferenzkontrolle (Inhibitionsleistung) lässt daher vermuten, dass die erfolgreiche Bewältigung der nicht-antizipierten Landeanforderungen eher auf der frühen Inhibition inadäquater Bewegungsreaktionen basiert. Dies könnte erklären, weshalb die nicht-antizipierten Landefehler nur mit der Interferenzkontrolle (Stroop-III) und nicht mit der motorischen Inhibition (Stop-Signal-Task) assoziiert waren. Eine weitere Erklärung könnte sein, dass die Reaktion auf einen auditiven

Stimulus (Stop-Signal-Task) weniger relevant für den Landeerfolg in der hier vorliegenden Sprungaufgabe war, die eine visuelle Informationsverarbeitung (Stroop-Test) erforderte. Die VKBR-Testpersonen mit einer geringeren Interferenz-/Inhibitionsleistung (Stroop-III) könnten beispielsweise dann vermehrt zu Landefehlern geneigt haben, wenn das angezeigte Landebain während des Sprungs nicht der erwarteten oder präferierten Seite entsprach. In diesen Fällen brauchten sie möglicherweise länger, um inadäquate motorische Impulse noch rechtzeitig zu unterdrücken bzw. schnell zu korrigieren. Dies könnte den Testpersonen mit einer besseren Inhibitionsleistung leichter gefallen sein.

Die Annahme einer reduzierten Inhibitionsleistung unter Zeitdruck entspricht der bereits oben beschriebenen „Speed-accuracy trade-off-Theorie“ (siehe Seite 80). Ähnlich scheint es sich innerhalb der Kontrollgruppe verhalten zu haben, obgleich eine verminderte Inhibitionskontrolle hier nicht mit einer geringeren Entscheidungsqualität, sondern mit einer geringeren posturalen Landestabilität assoziiert war (s. u.). Dies war wiederum innerhalb der VKBR-Gruppe nicht der Fall. Grundsätzlich allerdings scheint die Interferenz-/Inhibitionskontrolle in beiden Gruppen eine Rolle gespielt zu haben.

Nichtsdestotrotz ist innerhalb der VKBR-Gruppe zusätzlich eine mögliche Einflussnahme noch potenziell vorhandener neuroplastischer Adaptionen (Kapitel 2.1.2) auf den identifizierten Zusammenhang in Erwägung zu ziehen. Neurophysiologische Studien liefern Evidenz, wonach VKB-rupturierte/-rekonstruierte Testpersonen eine akute und z. T. persistent erhöhte intrakortikale Inhibition bzw. eine verminderte kortikomotorische Erregbarkeit aufweisen (Heroux & Tremblay, 2006; Lepley et al., 2015; Pietrosimone et al., 2015b; Kapitel 2.1.2). Die Erregbarkeit des Motorkortexes und der damit verbundenen Leitungsbahnen lassen sich mittels transkranieller Magnetstimulation quantifizieren. Hierbei wird die aktive motorische Schwelle und/oder die Amplitude des kortikal stimulierten Zielmuskels (z. B. Quadrizeps) mittels Elektromyografie analysiert (Rossini et al., 2015). Eine verminderte kortikomotorische Erregbarkeit liegt vor, wenn eine höhere Stimulationsintensität benötigt wird, um eine prädefinierte Muskelreaktion (motorische Schwelle) hervorzurufen (Ward et al.,

2016). Forschende gehen davon aus, dass diese verstärkt auftretende intrakortikale Inhibition innerhalb dieser Population den vielfach beschriebenen akut und persistenten Quadrizepskraft/-aktivierungsdefiziten (Kapitel 2.1.2) zugrundeliegen können (Pietrosimone et al., 2013; Ward et al., 2016).

Vor diesem Hintergrund lässt sich die Vermutung aufstellen, dass es als mögliche Folge einer vermehrten intrakortikalen Inhibition zu einer verzögerten Ansteuerung der Zielmuskulatur während des Sprungs gekommen sein könnte. Fehlerhafte Bewegungsimpulse in Reaktion auf die visuelle Landeinformation könnten aufgrund des Zeitdrucks möglicherweise nicht mehr rechtzeitig gehemmt oder korrigiert worden sein und in der Folge eine höhere Landefehlerzahl prädisponiert haben. Selbstverständlich lässt sich auf Basis der vorliegenden Daten keine Aussage über die kortikomotorischen Inhibitionsprozesse der eingeschlossenen VKBR-Testpersonen treffen. Auch wenn die Interferenz- und die motorische Inhibitionskontrolle auf den gleichen kortikal-inhibitorischen Mechanismen basieren (Verbruggen et al., 2005; Nee et al., 2007) lässt sich über die Existenz eines Zusammenhangs zwischen einer mittels Stroop-Interferenztest identifizierte verminderte Inhibitionsleistung und einer potenziell vermehrten intrakortikalen Inhibition aktuell nur spekulieren. Zukünftige Studien werden diesbezüglich nähere Aufschlüsse liefern.

Posturale nicht-antizipierte Landekosten (Standfehler) und Kognition - Studienlage

Im Gegensatz zur zuvor thematisierten Entscheidungsqualität ergab sich innerhalb der Kontrollgruppe ein umgekehrt proportionaler Zusammenhang zwischen der Zunahme an Standfehlern unter der nicht-antizipierten Landebedingung und einer besseren kognitiven Flexibilitäts- und Kurzzeit-/Arbeitsgedächtnisleistung. Der hiermit suggerierte verletzungsprotektive Wert einer geringeren kognitiven Funktionsfähigkeit ist überraschend und erscheint zunächst unplausibel, insbesondere vor dem Hintergrund der publizierten Literatur (Swanik et al., 2007; Mokha & Wilkerson, 2012; Herman et al., 2015; Shibata et al., 2018).

Interpretation

Eine mögliche Erklärung für diese inversen Korrelationen könnte sein, dass die kognitiv leistungsfähigeren Kontrolltestpersonen die Auswahl-Reaktionsentscheidung während des Sprungs bewusst oder unbewusst seltener zufallsbasiert trafen bzw. immer versuchten, auf den Stimulus zu reagieren und ihren motorischen Plan zu korrigieren, wenn die angezeigte Landeinformation nicht der erwarteten oder präferierten Seite entsprach.

Zudem könnten diese Testpersonen auch eine höhere Risikobereitschaft gegenüber einer unsicheren Landung aufgewiesen haben, indem sie die Entscheidung später trafen, um noch mehr Zeit für die kognitive Verarbeitung des visuellen Stimulus sowie der Planung und Durchführung des Landemanövers zu gewinnen. Dies könnte sowohl die niedrigere Landefehler- (s. o.) als auch die höhere Standfehlerzahl erklären:

So kann es durch das Treffen der Auswahl-Reaktionsentscheidung (Bewegungsadaptationen/-korrektur) während des Sprung und/oder einer möglicherweise gesteigerten Risikobereitschaft zu instabileren Landungen gekommen sein (Kapitel 7.1.1). Studien belegen die Relevanz der neuromuskulären Funktion (z. B. Kraftniveau und -entfaltung oder Propriozeption) für die Landesicherheit (Nagai et al., 2013; Schmitt et al., 2015; Maffiuletti et al., 2016). Es ist daher vorstellbar, dass die Stabilisierung der unsicheren Landung das neuromuskuläre System vermehrt beansprucht hat. Die daraus resultierenden stärkeren posturalen Schwankungen (höhere COP- und TTS-Werte) können in der Folge die Entstehung der Standfehler prädisponiert haben. Da die posturalen Landeparameter nur für erfolgreichen Landeversuche erfasst wurden (Kapitel 5.8) lässt sich diese Annahme im Rahmen dieser Arbeit allerdings nicht belegen.

Im Gegensatz dazu könnten die kognitiv leistungsschwächeren Testpersonen von vornherein weniger dazu geneigt haben ihren prädefinierten motorischen Plan während des Sprungs an einen unerwarteten visuellen Stimulus anzupassen, sondern im Zweifel eher beizubehalten. Die damit einhergehend früher einsetzende bzw. längere Feedforward-Planung könnte zwar zu mehr Landefehlern, dafür aber auch häufiger zu stabileren Landungen ge-

führt haben. Dieser Theorie folgend müssten die kognitiv schwächeren Testpersonen sowohl bei erwartungskonsistenten (Landeinformation entspricht der Erwartung) als auch nicht konsistenten (Landeinformation entspricht nicht der Erwartung) Versuchen gleichermaßen stabil gelandet sein. Mehr Landefehler müssten sie dahingegen dann produziert haben, wenn die Landeinformation nicht ihrer Erwartung entsprach.

Da sich auf Basis der im Rahmen dieser Dissertation erfassten Daten keine empirisch fundierten Aussagen darüber treffen lassen, wie viele der 35 nicht-antizipierten Landeversuche aus Sicht der Studienteilnehmenden erwartungskonsistent waren oder ggf. zufallsbasiert entschieden (50/50-Chance) wurden, ist diese Theorie spekulativ. Hierzu hätten die Studienteilnehmenden, wie auch in einigen vergleichbaren Studien der Fall (Dicus & Seegmiller, 2012; Simpson et al., 2019), nach jedem Versuch hinsichtlich ihrer Erwartungshaltung befragt werden müssen. So untersuchten beispielsweise Dicus & Seegmiller (2012) die Auswirkungen antizipierter und nicht-antizipierter Landungen (flach oder schräger Untergrund) auf die biomechanische Stabilität. Die Studienteilnehmenden wussten zum Zeitpunkt des Absprungs (Drop-jump) nicht, ob sie auf einem flachen oder schrägen Untergrund landen werden. Vor jedem Versuch erfragte das Autorenteam die Erwartung der Teilnehmenden. Antizipierte Versuche lagen vor, wenn der Landeuntergrund der Erwartung entsprach. Um nicht-antizipierte Landungen handelte es sich dahingegen, wenn der Untergrund nicht mit der Erwartung übereinstimmte.

Posturale nicht-antizipierte Landekosten (COP) und Kognition - Studienlage

Der innerhalb der Kontrollgruppe identifizierte signifikante Zusammenhang zwischen einer stärkeren Zunahme des COPs unter der nicht-antizipierten/-vorgeplanten gegenüber der antizipierten Bedingung und einer niedrigeren Inhibitionskontrolle (Stroop-III Fehler) stimmt grundsätzlich mit den Resultaten bisheriger Studien überein (Herman & Barth, 2016; Shibata et al., 2018). Hier konnte gezeigt werden, dass Sporttreibende mit einer geringeren gegenüber jenen mit einer höheren kognitiven Leistungsfähigkeit (z. B. visuell-motorische

Reaktionsgeschwindigkeit, visuelles Kurzzeitgedächtnis, Aufmerksamkeit und Konzentration) unter nicht-antizipierten/vorgeplanten Landeanforderungen vermehrt neuromechanische Landecharakteristiken aufwiesen, die mit einem höheren VKB-Verletzungsrisiko assoziiert sein können (Kapitel 2.4.2).

Interpretation

Der bereits oben beschriebenen Argumentation folgend (siehe Seite 85f.), lässt die Korrelation vermuten, dass Testpersonen mit einer verminderten Inhibitionskontrolle mehr Zeit benötigt haben könnten, um inadäquate oder fehlerhafte motorische Reaktionen/Impulse zu inhibieren bzw. noch während des Flugs zu korrigieren. Das damit einhergehende kürzere verfügbare Zeitfenster für die Feedforward-Planung könnte zu instabileren Landungen geführt haben (Kapitel 7.1.1).

Diese Interpretation geht konform mit den Annahmen weiterer Forschenden (Herman et al., 2015; Swanik, 2015), wonach die willkürliche und unwillkürliche Aufrechterhaltung der neuromuskulären Kontrolle in komplexen und dynamischen Spielsituationen eng mit dem kognitiven Funktionsniveau verknüpft ist.

Konkrete Hinweise für die Assoziation zwischen verminderten kognitiven Funktionen und höheren nicht-antizipierten Landekosten liefern beispielsweise Untersuchungen an Athleten mit milden traumatischen Hirnverletzungen (z. B. Gehirnerschütterung) aus dem Bereich der Kontaktsportarten (z. B. American Football). Sporttreibende mit Gehirnerschütterung zeigen z. T. erhebliche akute und längerfristige Einschränkungen einer Vielzahl an niedrigeren und höheren kognitiver Funktionen (Hutchison et al., 2011; Herman et al., 2015; McInnes et al., 2017; Martini & Broglio, 2018; Freitas Cardoso et al., 2019). Als mögliche Folge dessen weisen Betroffene teilweise ein weit über die Sportrückkehr hinaus stark erhöhtes muskuloskelettales Verletzungsrisiko auf (Lynall et al., 2015; Pietrosimone et al., 2015a; Brooks et al., 2016; Gilbert et al., 2016). Es erscheint daher plausibel, dass betroffene Athleten/-innen als Folge der traumabedingten verminderten kognitiven Funktionsfähigkeit größere Schwierigkeiten im erfolgreichen Umgang mit den unvorhersehbaren

Spielanforderungen aufweisen können (Herman et al., 2015). In der Tat liefern aktuelle Studien Evidenz, wonach Athlet/-innen mit Gehirnerschütterung unter nicht-antizipierten relativ zu antizipierten Bewegungsanforderungen (Lande-/Cutting-Manöver) eine geringere biomechanische Stabilität der unteren Extremität aufweisen, die sie einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen können (Lynall et al., 2018; Lapointe et al., 2018)

Trotz der Plausibilität dieser Korrelation ist zu bedenken, dass neun von den 19 Testpersonen fehlerfrei blieben (Deckeneffekt; Anhang, Seite 160). Die Linearität des Zusammenhangs zwischen der Präzision im Stroop-Test (Fehlerzahl) und den höheren COP-Schwankungen ist daher mit Vorsicht zu interpretieren, v. a. auch weil die Möglichkeit nicht auszuschließen ist, dass sich einzelne Testpersonen bei der Benennung der Farben zufällig versprochen haben könnten.

Mit Ausnahme der Interferenzkontrolle war keiner der im Rahmen dieser Dissertation getesteten kognitiven Funktionen mit einer Zunahme der posturalen nicht-antizipierten Landekosten (COP) korreliert. Dies könnte u. a. darin liegen, dass dieser Parameter nicht sensitiv genug war, die möglicherweise mit einer verminderten kognitiven Fähigkeit einhergehenden Stabilisationsdefizite vollumfänglich abzubilden.

Außerdem ist es möglich, dass die COP-Werte bei den nicht aufgezeichneten Landefehlversuchen deutlich höher ausgefallen sein könnten als bei den erfolgreich gelandeten Sprüngen. Dies hätte womöglich den oben beschriebenen Zusammenhang zwischen einer niedrigeren Inhibitionsleistung und einer vermehrten Abnahme der posturalen Landestabilität (Landefehler) noch verstärkt. Dies würde vermutlich auch die Wahrscheinlichkeit für den Nachweis signifikanter Korrelationen zwischen einer geringeren kognitiven Flexibilität-/Arbeits- und Kurzzeitgedächtnisleistung (mehr Landefehler) und höheren nicht-antizipierten biomechanischen Landekosten (COP, TTS, pVGRF) erhöhen. Diese Vermutungen lassen sich auf Basis der vorliegenden Daten allerdings nicht überprüfen, da (wie bereits mehrfach erwähnt) die biomechanischen Surrogate der Landequalität nur für die erfolgreichen Versuche vorliegen.

7.1.3 Nicht-antizipierte Landekosten und kognitive Funktion im Vergleich zwischen den Gruppen

Nicht-antizipierte Landekosten - Studienlage

Weder innerhalb der antizipierten noch der nicht-antizipierten Sprunglandungen differierten die beiden Gruppen systematisch im Hinblick auf die erfassten kinetischen und posturalen Parametern. Diese Resultate stehen im Widerspruch mit den Befunden zahlreicher Studien, die das Vorhandensein von Gruppenunterschieden sowohl unter antizipierten als auch unter nicht-antizipierten Bewegungsanforderungen belegen:

Unter antizipierten Anforderungen verglichen beispielsweise Webster & Gribble (2010) die Stabilisationszeit (TTS) zwischen VKB-rekonstruierten (2,5 Jahre postoperativ) Pivot-/Kontaktsportlerinnen und einer gematchten Kontrollgruppe nach einer einbeinigen Sprunglandung. Die VKB-rekonstruierten Athletinnen hatten größere Schwierigkeiten, die pGRF während der Landung zu kontrollieren. Die daraus resultierenden vermehrten posturalen Schwankungen führten hier zu längeren Stabilisationszeiten. Die Autorenschaft weiterer Arbeiten (Bell et al., 2014; Kuenze et al., 2015a) verglichen mithilfe des Landing Error Scoring Systems die Landequalität (Drop-Jumps) zwischen VKB-rekonstruierten Freizeitsporttreibenden (2,5 bis 3 Jahre postoperativ) und einer Kontrollgruppe. Relativ zur Kontrollgruppe wiesen die VKB-rekonstruierten Studienteilnehmenden eine veränderte Landekinetik auf, die sich u. a. in Form einer vermehrten lateralen Rumpfflexion in Richtung der unversehrten, kontralateralen Seite zeigte. Das Autorenteam interpretierte diese Landestrategie – Risikofaktor für VKB-Rupturen (Kapitel 2.2.3) – als Schutzmechanismus, die operierte Seite geringeren Bodenreaktionskräften auszusetzen. Weitere Studien liefern Evidenz, wonach VKB-rekonstruierte Freizeitsporttreibende (1 bis 2 Jahre postoperativ) im Vergleich zu alters- und geschlechts-gematchten Kontrolltestpersonen während der Bewältigung komplexer antizipierter Bewegungsanforderungen (Lande-, Cutting- und Start-Stopp-Manövern) abweichende kinetische und kinematische Gelenkcharakteristiken innerhalb der Frontal- und Sagittalebene aufwiesen (Bush-Joseph et al., 2001; Ristanis et al.,

2005). Eine veränderte Landebiomechanik innerhalb dieser Ebenen gilt als prädiktiv für sekundäre VKB-Rupturen (Paterno et al., 2010; Kapitel 2.2.3).

Clarke et al. (2015) untersuchten bei Sporttreibenden mit ausgeheilten und unilateraler VKB-Rekonstruktion (post-OP-Zeit: 4 ± 2 Jahre) die gelenkinematische und –kinetische Landecharakteristik während Drop-Jumps gefolgt von nicht-antizipierten Cutting-Manövern. Im Vergleich zur Kontrollgruppe landeten die VKB-rekonstruierten Testpersonen mit vermehrter Hüftflexion und internaler Tibiarotation. Während der Cutting-Bewegung wiesen sie zudem ein höheres frontales Knieabduktionsmoment auf. Zwischen der operierten und unversehrten Seite zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Der Autorenschaft zufolge könnten die beobachteten biomechanischen Veränderungen (Tibiarotation, Knieabduktion) die untersuchten Testpersonen einem erhöhten Wiederverletzungs- und Arthrose-Risiko aussetzen. Im Rahmen einer ähnlichen Sprunglandeaufgabe verglichen Houck et al. (2007) die biomechanische Stabilität zwischen nicht-operierten VKB-Defizienten (non-copers; Kaplan, 2011) und verletzungsfreien Testpersonen. Relativ zur Kontrollgruppe wiesen die VKB-Verletzten unabhängig des Antizipationsstatus eine veränderte Kniekinematik/-kinetik während der frühen Standphase vor Initiierung des Cutting-Manövers auf.

Interpretation

Vor dem Hintergrund der zuvor präsentierten Studienlage ist zu vermuten, dass der postoperative Zeitraum der in die vorliegende Untersuchung eingeschlossenen VKBR-Testpersonen von durchschnittlich rund 5 Jahren zu lang gewesen sein könnte und/oder das Maß an wiederhergestellter neuromuskulärer Funktion zu hoch war, um noch ruptur- und operationsbedingte sensomotorische Defizite (Kapitel 2.1.2) detektieren zu können.

Für ein hohes Maß an neuromuskulärer Restoration spricht der Befund, wonach sich die VKB-rekonstruierten Studienteilnehmenden in keinem der erfassten biomechanischen Landeparameter überzufällig stark zwischen der operierten und der unversehrten Seite unterschieden. Das ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass im Rahmen dieser Arbeit nur

Testpersonen berücksichtigt wurden, die während des Einbeinweitsprungtests ein Symmetrie-Verhältnis zwischen der operierten und der unversehrten Seite von mindestens 85 Prozent erreichten. Hierbei handelt es sich um einen vielfach eingesetzten reliablen und validen Test zur Erfassung der neuromuskulären Funktion der VKB-rekonstruierten Extremität (Reid et al., 2007; Logerstedt et al., 2012).

Trotz der Gefahr der Überschätzung des Maßes an neuromuskulärer Restoration auf Basis von Seitsymmetrie-Indices (Wellsandt et al., 2017) wurde dieses Einschlusskriterium gewählt, um zumindest das Auftreten größerer Stabilisationsdefizite bereits unter der antizipierten Landebedingung weitestgehend auszuschließen. Nach Ansicht des Verfassers dieser Arbeit würde andernfalls die Erfassung der Entscheidungsqualität und der biomechanischen Landestabilität unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bewegungsanforderungen keinen additiven Erkenntniswert hinsichtlich eines potenziell gesteigerten Verletzungsrisikos liefern. Hierzu reicht die Testung unter antizipierten Bedingungen bereits aus. Aufgrund der größeren Landeinstabilität würden Betroffene VKBR-Testpersonen wahrscheinlich vermehrt zu verletzungsangstbedingten Sicherheitslandungen neigen, wodurch es unabhängig der kognitiven Leistungsfähigkeit zu einer größeren Zahl an nicht-antizipierten Landefehlern käme. Bei erfolgreichen Landungen dahingegen, ließe sich zudem keine differenzierte Aussage darüber treffen, inwiefern eine verminderte Landestabilität auf potenzielle Defizite im Umgang mit den nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bewegungsanforderungen zurückzuführen ist.

Einen Beleg für diese Annahme liefern die Resultate von Houck et al. (2007), wonach die Kniekinematik/-kinetik von VKB-Defizienten Testpersonen sich zwar von den untersuchten Kontrollpersonen aber nicht zwischen den antizipierten und nicht-antizipierten Bewegungsanforderungen unterschied. Nicht zuletzt aufgrund des erhöhten Re-Ruptur-Risikos innerhalb der ersten beiden Jahre nach VKB-Rekonstruktion (Paterno 2012, 2014; Kapitel 2.1.3) ist die Untersuchung von Testpersonen mit kürzerem postoperativen Zeitraum interessant.

Trotz der innerhalb der VKBR-Gruppe nur noch im geringen Maße vorhandenen Seitenunterschiede im Einbeinweitsprungtest (zwischen 0 und 15 Prozent) zeigte sich ein signifikanter Zusammenhang zwischen den noch höher verbliebenen Seitendifferenzen und einer größeren Zahl nicht-antizipierter Landefehler (Anhang, Seite 163). Eine mögliche Erklärung für diese Assoziation könnte sein, dass die Testpersonen mit höheren Seitenunterschieden ein geringeres Zutrauen in das operierte Knie hatten und/oder eine höhere Wiederverletzungsangst unter den nicht-antizipierten Landeanforderungen aufwiesen. Hinweise für die noch nicht wieder vollständig hergestellte Kniefunktion liefert der gegenüber der Kontrollgruppe signifikant niedrigere Lysholm-Score. Durch die Kombination dieser Faktoren könnte es vermehrt zu Sicherheitslandungen und damit einhergehend zu einer größeren Zahl an nicht-antizipierten Landefehlern gekommen sein.

Diese Vermutungen bestätigen die Studienresultate von Ageberg & Roos (2016), nach denen ein höheres Seitenasymmetrie-Verhältnis im Bereich der Kraft- und Sprungleistung mit einem geringeren subjektiven Vertrauen in das VKB-rekonstruierte Knie assoziiert ist. Studien belegen darüber hinaus die Existenz eines Zusammenhangs zwischen einer niedrigeren einbeinigen Sprungleistung und einer stärker empfundenen Verletzungsangst (Hsu et al., 2016; Paterno et al., 2018), die zudem als psychologischer Risikofaktor für eine sekundäre VKB-Ruptur nach Sport-Rückkehr gilt (Paterno et al., 2018).

Kognitive Funktion - Studienlage

Studien liefern Evidenz, wonach Sporttreibende aus dem Bereich der Spiel- und Kontaktsportarten, die im Laufe einer Saison eine kontaktlos induzierte muskuloskelettale Verletzung der unteren Extremität erlitten, im Vergleich zu ihren verletzungsfreien Teammitgliedern zu Saisonbeginn eine geringere kognitive Leistungsfähigkeit zeigten (Swanik et al., 2007; Hutchison et al., 2011; Mokha & Wilkerson, 2012; Wilkerson et al., 2016). Diese Befunde ließen sich im Rahmen dieser Arbeit nicht bestätigen. Lediglich im Hinblick auf die Kurzzeitgedächtnisleistung (Zahlenspannen) zeigte sich eine Tendenz für eine signifikant geringere Testleistung der VKBR- gegenüber den Kontrolltestpersonen. Dies entspricht

grundsätzlich den Befunden von Swanik et al. (2007), wonach VKB-verletzte Athlet/-innen im Vergleich zu ihren verletzungsfreien Kollegen u. a. eine signifikant geringere verbale Gedächtnisleistung aufwiesen. Darüber hinaus schnitt die VKBR-Gruppe in keiner der erfassten kognitiven Funktionen schlechter ab. Im Gegenteil zeigten sich die VKBR-Testpersonen der Kontrollgruppe hinsichtlich ihrer visuell-motorischen Reaktionsgeschwindigkeit (CogState Identification-Task) sogar um etwa 20 Millisekunden überlegen (Kapitel 6). Bei einer gegenüber der Kontrollgruppe im Mittel knapp 10 Millisekunden kürzeren verfügbaren Reaktionszeit während des Flugs hat ihnen dies jedoch offenbar keinen nennenswerten Vorteil verschaffen können. Dieses Resultat bestätigt grundlegend das Ergebnis einer aktuellen Studie von Stone et al. (2018). Demnach wiesen die VKB-rekonstruierten Studienteilnehmenden im Vergleich zu gematchten Kontrolltestpersonen eine bessere visuelle Wahrnehmungsfähigkeit (Trail-Making-Test-A) auf. Darüber hinaus zeigten sie sich auch im Hinblick auf die kognitive Flexibilitäts- und Arbeitsgedächtnisleistung (Trail-Making-Test-B) überlegen. Dies ließ sich im Rahmen dieser Arbeit nicht bestätigen: In keiner der für die Bewältigung der nicht-antizipierten Landeanforderungen relevanten, höheren kognitiven Funktionen unterschieden sich die beiden Gruppen signifikant voneinander.

Interpretation

Die nicht vorhandenen Gruppendifferenzen im Bereich der höheren kognitiven Funktionen können möglicherweise erklären, weshalb sich die beiden Kollektive auch im Hinblick auf die Höhe ihrer nicht-antizipierten Landekosten nicht überzufällig voneinander unterscheiden. Wie bereits angedeutet war der Zeitraum zwischen Verletzungsereignis und Studieneinschluss in der hier vorliegenden Arbeit möglicherweise zu lang, um noch potenzielle kognitive Defizite, die im Zusammenhang mit dem kontaktlosen Verletzungsmechanismus gestanden haben könnten zu detektieren.

Die schnellere visuell-motorische Reaktionszeit der VKBR-Testpersonen könnte nach der Interpretation von Stone et al. (2018) eine erlernte postoperative Strategie sein, die traumabedingten propriozeptiven Defizite (Kapitel 2.1.2) durch eine vermehrte Visuskontrolle

auszugleichen. Die vermehrte visuelle Kompensation VKB-rekonstruierter Studienteilnehmenden ließ sich bereits im Rahmen von Bildgebungsstudien mehrfach belegen (Kapreli et al., 2009a; Grooms et al., 2015b; Grooms et al., 2015a).

Der nur innerhalb der VKBR-Gruppe identifizierte Zusammenhang zwischen einer höheren Anzahl nicht-antizipierter Landefehler (geringere Entscheidungsqualität) und einer geringeren Inhibitionsleistung (Stroop-III) liefert darüber hinaus Hinweise dafür, dass es in den beiden Gruppen unterschiedliche kognitive Strategien zur Kompensation/Bewältigung der nicht-antizipierten Landeanforderungen gegeben haben könnte.

Indizien für das mögliche Vorliegen zentralnervöser Kompensationen/Adaptionen liefert darüber hinaus der innerhalb der VKBR-Gruppe detektierte Zusammenhang zwischen einem längeren postoperativen Zeitraum und einer geringeren Entscheidungsqualität.

Studien zeigen, dass VKB-rekonstruierte Testpersonen den verletzungsbedingt veränderten bzw. reduzierten sensorischen Input (sensorische Deafferenzierung; Kapitel 2.1.2), u. a. durch eine vermehrte Aufmerksamkeits- und Visuskontrolle sowie Bewegungsplanung kompensieren (Baumeister et al., 2008, 2011; Kapreli et al., 2009a; Grooms et al., 2015b). In diesen Untersuchungen wiesen die VKB-rekonstruierten im Vergleich zu den untersuchten Kontrolltestpersonen bereits während der Durchführung einfacher sensomotorischer Tests (z. B. Winkelreproduktion) eine höhere kortikale Aktivität im präfrontalen (Aufmerksamkeitsfokus), prä- und supplementär-motorischen Kortex (Bewegungsplanung) sowie in okzipital-kortikalen Arealen (Visuskontrolle; Kapitel 2.1.2). Die vermehrte Abhängigkeit von diesen zentralnervösen potenziellen Kompensationsmechanismen könnte wertvolle neuronale Ressourcen belegen, die dann für die adäquate Verarbeitung der nicht-antizipierten Landeinformation während des Sprungs fehlen (Needle et al., 2017). Dies könnte in der Folge das Zustandekommen nicht-antizipierter Landefehler prädisponieren (Giesche et al., 2018).

Die mögliche Einflussnahme der innerhalb der VKBR-Gruppe potenziell vorliegenden zentralnervösen Adaptionen auf die Resultate dieser Arbeit lässt sich ohne den Einsatz neuro-

physiologischer Verfahren (z. B. Elektroenzephalografie oder transkranieller Magnetstimulation) nicht beurteilen. Die identifizierte Assoziation zwischen einem kürzen postoperativen Zeitraum und einer höheren Landefehlerzahl deutet jedoch an, dass sich zwar die Effekte des Antizipationsstatus (Kapitel 2.2.3) auf die Entscheidungsqualität und biomechanische Landestabilität in beiden Gruppen ähneln, die den nicht-antizipierten Landekosten zugrundeliegenden Ursachen jedoch unterschiedlich sein könnten.

7.2 Praktische Implikationen

Die Resultate dieser Dissertation belegen erstmals die Relevanz der höheren kognitiven Funktionen für die erfolgreiche Bewältigung nicht-antizipierter/-vorgeplanter Landeanforderungen. Verifiziert durch zukünftige Studien können diese Erkenntnisse einen wichtigen Mehrwert für die Prävention von primären und sekundären kontaktlosen VKB-Rupturen im Sport liefern.

Die bisher im Rahmen der verletzungsbezogenen Risiko-Screenings durchgeführten Sprunglandetests erfolgen typischerweise unter antizipierten/-vorgeplanten Laborbedingungen (Meinerz et al., 2015). Hierbei ist der Aufmerksamkeitsfokus in der Regel internal - ausgerichtet auf eine qualitativ hochwertige Bewegungskausführung (Hewett et al., 2005a; Benjaminse et al., 2015b). Dies imitiert allerdings nur unzureichend die tatsächlichen Anforderungen auf dem Spielfeld, wo der Aufmerksamkeitsfokus eher extern auf die sich schnell verändernden und häufig unvorhersehbaren Umweltfaktoren ausgerichtet ist (Grooms & Onate, 2016; Gokeler et al., 2018). Athlet/-innen, die womöglich aufgrund von größeren Schwierigkeiten im Umgang mit diesen Anforderungen einem höheren (Wieder-) Verletzungsrisiko ausgesetzt sein könnten, blieben basierend auf der herkömmlichen Testung (antizipierte Bedingungen) voraussichtlich unentdeckt.

Mit dem im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Sprunglandemessplatzes und der eingesetzten Kognitionstests ließen sich die gefährdeten Personen möglicherweise frühzeitig erkennen. Aufgrund der nicht zum Einsatz gebrachten dreidimensionalen Bewegungsana-

lyse, die eine noch differenziertere Analyse der biomechanischen Landebelastungen ermöglicht hätte, ist die interne Validität nicht optimal (Kapitel 7.3.3). Nichtsdestotrotz eignet sich der Messplatz offenbar ebenfalls zur Detektion nicht-antizipierter Landekosten, die Sporttreibende potenziell einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen können (Almonroeder et al., 2015).

Im Gegensatz zu einer defizitären posturalen Kontrolle (Butler et al., 2013) ist der verletzungsprädiktive Wert einer verminderten Entscheidungsqualität (z. B. nicht-antizipierte Landefehler) in den Spielsportarten allerdings wissenschaftlich noch nicht bewiesen. Es erscheint jedoch plausibel, dass Athlet/-innen mit größeren Schwierigkeiten im Treffen korrekter bewegungsbezogener Entscheidungen in Reaktion auf einen unerwarteten visuellen Stimulus unter Zeitdruck ein erhöhtes Verletzungsrisiko aufweisen können, insbesondere in noch herausfordernden Situationen, wie z. B. auf dem Spielfeld.

Die Vorteile des Messplatzes liegen in seiner vergleichsweise einfachen, praktikablen und kostengünstigen Applikation. Dies macht ihn zu einem für die Praxis attraktiven, verletzungspräventiven Screening-Tool, welches von Athletiktrainer/-innen sowie von Therapeut/-innen ohne Weiteres in die alltägliche Arbeit mit den Sporttreibenden integriert werden kann. Die Quantifizierung von Lande- und Standfehler erfordert dabei noch nicht mal den Einsatz einer Kraft-/Druckmessplatte.

Den Zusammenhangsanalysen dieser Arbeit zufolge scheinen sich die eingesetzten klinischen Kognitionstests trotz ihrer sportunspezifischen Ausrichtung zu eignen, die für die erfolgreiche Bewältigung der nicht-antizipierten/-vorgeplanten Anforderungen zugrundeliegenden höheren kognitiven Prozesse zu erfassen. Diese Tests sind ebenfalls einfach und schnell durchzuführen, sodass sie sich über die biomechanischen Faktoren hinaus als praktikables zusätzliches Risiko-Screening-Verfahren eignen können.

Die in den Spielsportarten eingesetzten verletzungspräventiven Trainingsprotokolle bestehen meist aus Kraft-, Gleichgewichts-, Plyometrie-, Agilitäts-, Dehn- und Rumpfkrafttraining sowie Übungen zur Verbesserung der Landetechnik, die in unterschiedlichen Kombinationen zum Einsatz kommen (Renstrom et al., 2008; Sadoghi et al., 2012; Gagnier et al., 2013;

Lopes et al., 2018). Die Effektivität und Effizienz dieser Trainingsprogramme im Hinblick auf die Reduktion der VKB-Verletzungsinzidenz wird jedoch als gering eingeschätzt (Noyes & Barber-Westin, 2014; Agel et al., 2016; Almonroeder, 2017). Dies kann mitunter daran liegen, dass die für die erfolgreiche Bewältigung der variablen und unvorhersehbaren Spielforderungen relevanten kognitiven Funktionen in keiner der im Rahmen dieser Übersichtsarbeiten evaluierten Programme adressiert wurden. Diese Präventionsprogramme scheinen damit nicht optimal geeignet zu sein, um Sporttreibende auf die tatsächlichen kognitiv-motorischen Anforderungen komplexer Spielsituationen (Kapitel 2.4.2) vorzubereiten (Gokeler et al., 2018). Eine stärkere inhaltliche Ausrichtung der Trainingsinhalte auf die Förderung der im Rahmen dieser Arbeit identifizierten, den nicht-antizipierten Landerfolg zugrundeliegenden, kognitiven Funktionen könnte daher einen additiven verletzungspräventiven Mehrwert bieten.

Die Resultate dieser Dissertation leisten einen wichtigen Beitrag für ein besseres Verständnis hinsichtlich der Rolle der kognitiven Funktion für die Landesicherheit unter komplexen spielsportspezifischen Anforderungen. Der hier beschriebene verletzungsprädiktive/-präventive Mehrwert dieser Erkenntnisse ist jedoch noch weitestgehend hypothetisch. Zukünftige Studien (Kapitel 7.4) werden die potenziellen praktischen Implikationen empirisch fundieren.

7.3 Methodendiskussion

7.3.1 Untersuchungskollektiv/ Einschlusskriterien

Innerhalb der vorliegenden Arbeit wurden körperlich/sportlich aktive, männliche Testpersonen unabhängig der ausgeübten Sportart und des sportbezogenen Erfahrungs- und -Expertise-Niveaus berücksichtigt. Ein Drittel der Kontroll- und die Hälfte der VKBR-Testpersonen gaben an, zum Zeitpunkt des Studieneinschlusses eine Spielsportart (v. a. Fußball) an mindestens zwei Tagen der Woche zu betreiben (siehe Kapitel 6). Der Rest der Studienteilnehmenden war eher im Bereich des Individual- und Ausdauersports (z. B. Fitnesstraining, Laufen, Schwimmen und Radfahren) aktiv.

Grundsätzlich lassen sich offene (open-skill) und geschlossene (closed-skill) kognitive Anforderungsprofile im Sport unterscheiden. In den Spielsportarten (open-skill) interagieren die Sporttreibenden in einer dynamischen, sich ständig verändernden und unvorhersehbaren Umwelt, in der sie ihr Bewegungsverhalten schnell an die externalen Erfordernisse anpassen müssen (Di Russo et al., 2010). In den Individual- und Ausdauersportarten (closed-skill) ist die Umwelt dahingegen vorhersehbarer und selbstbestimmbarer sowie weniger dynamisch (Di Russo et al., 2010). Studien zufolge scheinen Sporttreibende in Abhängigkeit des beschriebenen Anforderungsprofils (open vs. closed-skill) unterschiedlich entwickelte kognitive Fähigkeiten aufzuweisen. Publikationen zeigen beispielsweise, dass Sporttreibende aus dem Bereich der Spielsportarten im Vergleich zu Sporttreibenden aus dem Bereich des Ausdauersports höhere perzeptuell-kognitive Fähigkeiten (z. B. visuelle Aufmerksamkeit, kognitive Flexibilität, Reaktionsgeschwindigkeit und Entscheidungsfähigkeit) aufweisen (Voss et al., 2010; Aslan, 2018).

Der Einfluss des Sport-Expertise-Niveaus auf die kognitive Leistungsfähigkeit wurde bislang v. a. im Fußball erforscht. Es konnte nachgewiesen werden, dass Fußballspielende mit einem höheren gegenüber denen mit einem niedrigeren Expertiseniveau (höhere vs. niedrigere Spielklasse oder Profi- vs. Amateurliga) über signifikant besser entwickelte exekutive Funktionen (Arbeitsgedächtnis, Inhibitionskontrolle, kognitive Flexibilität) verfügen (Vestberg et al., 2012; Verburch et al., 2014; Huijgen et al., 2015; Vestberg et al., 2017; Sakamoto et al., 2018). Erste Studien liefern sogar Hinweise für ein unterschiedliches kognitives Leistungsprofil (z.B. Reaktionsgeschwindigkeit und Daueraufmerksamkeit) in Abhängigkeit der Spielposition im Fußball (Schumacher et al., 2018).

Mit der Rolle des Expertiseniveaus auf die biomechanische Landecharakteristik beschäftigten sich weitere Studien (Kipp et al., 2013; Meinerz et al., 2015). Den Resultaten zufolge scheinen Athletinnen mit höherer Expertise-Stufe im Vergleich zu Freizeitathletinnen offenbar besser mit den nicht-antizipierten/-vorgeplanten Lande-/Cutting-Anforderungen umgehen können. Dies zeigte sich in Form einer gegenüber den Freizeitsportlerinnen sichereren einbeinigen Landebiomechanik (Kapitel 2.3).

Vor diesem Hintergrund ist eine Einflussnahme des heterogenen Sportartenprofils (open und closed-skill) sowie des Expertiseniveaus und der sportspezifischen Vorerfahrung der Studienteilnehmenden dieser Arbeit auf die erhobenen biomechanischen und kognitiven Kenngrößen nicht auszuschließen.

Die oben diskutierten Hintergründe legen den Einschluss von sportlich homogenen Stichproben (z. B. Athlet/-innen aus dem Bereich der Spilsportarten) nahe. Nichtsdestotrotz bestand das Ziel dieser Arbeit darin mittels eines explorativen Ansatzes zunächst die Existenz eines Zusammenhangs zwischen nicht-antizipierten Landekosten und spezifischen höheren und niedrigeren kognitiven Funktionen zu überprüfen. Diese erste Untersuchung erforderte noch keine hochspezifischen sportlichen Kollektive. Bei positiver Nachweisführung, wie im Rahmen dieser Arbeit der Fall, ist allerdings für Folgeuntersuchungen der Einschluss von Athlet/-innen spezifischer Sportarten, wie z. B. Fußball oder Basketball unter Berücksichtigung differenzierterer Einflussfaktoren (z. B. Expertise-Level, Spielposition) zu empfehlen (Kapitel 7.4).

Zudem ist die Operationalisierung des körperlichen Aktivitätsumfangs der Testpersonen mittels IPAQ-SF-Fragebogens kritisch zu betrachten. Trotz der standardmäßigen Verwendung des Erhebungsinstruments in zahlreichen Studien ist die Validität gegenüber der Akzelerometrie gering (Lee et al., 2011). Womöglich hätte sich der Einsatz der Tegner-Aktivitätsskala besser geeignet, um das subjektive physische und sportliche Aktivitätslevel der Studienteilnehmenden fragebogenbasiert zu bestimmen. Mittels dieses Erhebungsinstruments lassen sich auf Basis der ausgeübten Sportarten und des Leistungsniveaus elf verschiedene gewichtete Aktivitätsgrade bemessen. Die Tegner-Aktivitätsskala, validiert an Personen mit Meniskus- und Kreuzbandverletzungen, weist zufriedenstellende psychometrische Eigenschaften auf (Briggs et al., 2006; Briggs et al., 2009).

Wie bereits mehrfach innerhalb der Ergebnisdiskussion erwähnt, erscheint der in der VKBR-Gruppe vordefinierte postoperative Zeitraum von bis zu 10 Jahren zu weit gefasst. Untersuchungen zufolge ist das ipsi- und kontralaterale Wiederverletzungsrisiko VKB-rekonstruierter Personen innerhalb der ersten zwei Jahre nach der Rückkehr zum Sport am

höchsten (Wright et al., 2007; Paterno et al., 2012). Eine Fokussierung auf diesen Zeitraum hätte womöglich die Wahrscheinlichkeit erhöht, die dem gesteigerten Wiederverletzungsrisiko potenziell zugrundeliegenden nicht-antizipierten Landekosten zu detektieren.

Die VKBR-Testpersonen wurden unabhängig des für die Rekonstruktion verwendeten Sehnentransplantats eingeschlossen. Zur Rekonstruktion des VKBs kommen meist autologe Transplantate der Patella- und Semitendinosussehne zum Einsatz (Feller & Webster, 2003). Gemäß einer Übersicht zum aktuellen Status der VKB-Rekonstruktion in Deutschland (Shafizadeh et al., 2016) werden Transplantate der Semitendinosus oder eine Kombination aus dieser und der Gracilissehne (Hamstringtransplantate) von einem Großteil der Operierenden bevorzugt eingesetzt. Dies deckt sich auch weitestgehend mit den Resultaten der vorliegenden Arbeit: Sechzig Prozent der eingeschlossenen VKBR-Testpersonen erhielten ein Hamstringtransplantat. Auf Basis des aktuellen wissenschaftlichen Kenntnisstandes gibt es kein optimales Transplantat für den VKB-Ersatz: Beide Optionen sind mit unterschiedlichen Vor- und Nachteilen verbunden, sodass die Entscheidung durch den Operierenden für jeden Betroffenen individuell zu treffen ist (Shaerf et al., 2014). Patella-Transplantate scheinen eine höhere statische Kniestabilität zu bieten. Die Einheilung der Knochenblöcke verläuft schneller, sodass etwas früher mit der Rehabilitation begonnen werden kann (Schuette et al., 2017). Den Resultaten einer Studie von Schilaty et al. (2017) zufolge ist die Verwendung der Patellasehne mit einem geringeren Re-Rupturrisiko nach der Rückkehr zum Sport assoziiert. Nachteile liegen in der erhöhten Entnahmekomorbidität der Knochenblöcke (z. B. anteriore Knieschmerzen). Weiterhin sind postoperative Komplikationen wie Patellafrakturen, Patellasehnenrupturen sowie Quadrizepskraft- und Knieextensionsdefizite in der Literatur beschrieben (Allum, 2003; Schuette et al., 2017). Hamstrings-Transplantate führen zu weniger postoperativen Komplikationen, jedoch zu größeren Kraftdefiziten der Ischiocruralen Muskulatur, zu einer verminderten tibialen Innenrotation sowie einer ausgeprägteren Gelenklaxität und einer verzögerten Einheilung in den Bohrkanal (Bizzini et al., 2006; Matsumoto et al., 2006; Barenius et al., 2013; Schuette et al., 2017).

Systematische Übersichtsarbeiten liefern keine eindeutige Evidenz für die langfristige Überlegenheit eines der beiden Transplantate im Hinblick auf funktionelle Outcomes und die Rückkehr zum Sport (Mohtadi et al., 2011; Gabler et al., 2016).

Aus Sicht des Verfassers ist aufgrund des langen postoperativen Zeitraums der VKBR-Testpersonen dieser Arbeit eine Einflussnahme des verwendeten Sehnentransplantats auf die biomechanische Landestabilität auszuschließen. Bei kürzeren postoperativen Zeiträumen und einer entsprechend hohen Fallzahl könnte sich allerdings eine Unterscheidung oder eine subgruppenspezifische Betrachtung eventuell als sinnvoll erweisen.

7.3.2 Design

Die Fallzahl der Kontroll- ($n = 20$) und der VKBR-Gruppe ($n = 10$) stand in einem 2:1 Verhältnis. Untersuchungen belegen, dass selbst größere Fallzahlunterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen keine großen Auswirkungen auf die statistische Power (Beta-Fehler) haben (Liu & Wu, 2005; Suresh & Chandrashekar, 2012). Die Power entspricht der Wahrscheinlichkeit, eine falsche Nullhypothese korrekterweise abzulehnen (Suresh & Chandrashekar, 2012). Sie liegt idealerweise bei 80 Prozent (Hintze JL, 2008).

Trotz der insgesamt geringen Fallzahl ließen sich innerhalb der beiden Gruppen signifikante Unterschiede zwischen den Landebedingungen im Hinblick auf die posturale Stabilität (COP und Standfehler) detektieren. Für den Nachweis signifikanter Gruppenunterschiede war der Beta-Fehler dahingegen zu hoch. Im Gruppenvergleich der mittleren nicht-antizipierten COP-Werte ($d = 0,53$, Kapitel 6.1) lag die Power post-hoc gerade einmal bei 27 Prozent. Um auf Basis dieses Effekts einen überzufälligen Unterschied mit einer Wahrscheinlichkeit von 80 Prozent nachzuweisen, wären insgesamt 112 Testpersonen ($n = 56$ pro Gruppe) nötig gewesen. Das Erreichen einer entsprechenden Fallzahl, beispielsweise basierend auf dieser post-hoc Power-Analyse, ist in zukünftigen konfirmatorisch angelegten Studien zu beachten.

Neben der niedrigen statistischen Power sind die Limitationen des gewählten Untersuchungsdesigns zu beachten. So erlaubt eine Querschnitterhebung keine empirisch-fundierte Aussagen über den verletzungsprädiktiven Wert der Resultate. Es ist daher unklar, ob höhere nicht-antizipierte Landekosten und eine geringere Leistungsfähigkeit der höheren kognitiven Funktionen tatsächlich ein Risikofaktor für die Entstehung kontaktloser Knieverletzungen im Sport repräsentieren. Die eingesetzten Korrelationsanalysen ermöglichen noch keine eindeutigen Rückschlüsse auf einen Kausalzusammenhang (Ursache-Wirkungs-Beziehung) zwischen Landerfolg und kognitiver Funktion. Zudem ist der Einfluss der im Rahmen der Ergebnisdiskussion thematisierten potenziellen postoperativ entwickelten kognitiven und zentralnervösen Kompensationsstrategien (Kapitel 7.1.2; 7.1.3) innerhalb der VKBR-Gruppe mit dem vorliegenden Studiendesign nicht zu beurteilen.

Trotz aller Kritik ist zu konstatieren, dass die Assoziationen zwischen nicht-antizipierten Landekosten und kognitiver Funktion bislang unbekannt waren. Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher mit Hilfe eines explorativen Ansatzes zunächst einmal die Existenz potenzieller Zusammenhänge zwischen den beiden Faktoren zu überprüfen. Die Untersuchung von Kausalzusammenhängen erfordert den Einsatz von Regressionsanalyse basierend auf einer deutlich größeren Fallzahl. Zur Überprüfung des verletzungsprädiktiven Werts der vorliegenden Ergebnisse bedarf es longitudinaler/prospektiver Studien. All dies ist in einem zweiten Schritt in Form konfirmatorisch angelegter Studien zu berücksichtigen.

Ein weiterer Kritikpunkt bezieht sich auf die nicht vorhandene Blindung der Testleitung gegenüber der Gruppenzugehörigkeit der Studienteilnehmenden. Dies ließ sich jedoch nicht vermeiden, da sowohl die Probandenrekrutierung als auch die Untersuchung von den gleichen Testleitenden durchgeführt wurde.

Die Stärken dieser Arbeit liegen in der systematischen Erfassung einer Vielzahl potenziell konfundierender Variablen, wie beispielsweise Flugzeit, Aufmerksamkeit, Motivation und Schulbildungsniveau etc. (Kapitel 5.7). Aufgrund der ausschließlichen Berücksichtigung männlicher Probanden konnte der Einfluss des Geschlechts auf die erfassten biomechani-

schen Landeparameter und kognitiven Funktionsgrößen ausgeschlossen werden. Es wurden Männer für diese Studie gewählt, weil diese basierend auf einer Pilottesting häufiger in der Lage waren als Frauen die geforderte Mindestsprunghöhe von 30 cm (ca. 500 msec) im Counter-Movement-Jump (Kapitel 5.3.1) zu erreichen. Diese Sprunghöhe war erforderlich, um eine der Studienlage vergleichbare verfügbare Reaktionszeit während der nicht-antizipierten Sprunglandung (abzüglich der Latenz des USB-Schalters; Kapitel 5.4) zu erreichen. Zudem ist die Erforschung der biomechanischen Risikofaktoren für VKB-Rupturen an Athleten im Vergleich zu Athletinnen bislang noch deutlich unterrepräsentiert (Sugimoto et al. 2015; Kapitel 2.2.3), sodass die Daten der vorliegenden Arbeit diesbezüglich einen Beitrag zum Erkenntnisgewinn leisten.

Eine weitere Stärke liegt in der verhältnismäßig hohen Vergleichbarkeit der beiden Gruppen im Hinblick auf die potenziell konfundierenden und testpersonencharakterisierenden Variablen; mit Ausnahme der subjektiven Kniefunktion (Lysholm-Score). Zudem wurde das Auftreten potenzieller Ermüdungs- und Lerneffekte auf die erfassten Lande- und Entscheidungsparameter innerhalb beider Bedingungen und Gruppen untersucht. Eine statistisch nennenswerte Einflussnahme konnte ausgeschlossen werden (Anhang, Seite 157f.).

7.3.3 Messgrößen/-verfahren

Die bisherige Studienlage zur Erforschung der Auswirkungen des Antizipationsstatus auf die biomechanische Landecharakteristik basiert nahezu ausschließlich auf dem Einsatz dreidimensionaler Bewegungsanalyseverfahren in Kombination mit Kraftmessplatten (Kapitel 2.3). Diese Form der räumlich und zeitlich hochauflösenden Erfassung von Bewegungen des Körpers (Kinematik) sowie der dabei auf die Gelenke einwirkenden Kräfte (Kinematik) stellt aktuell den Goldstandard der biomechanischen Messtechnik dar (Ozkaya et al., 2018). Wie in Kapitel 2.3 ausführlich beschrieben wird eine veränderte Gelenkinematik-/kinetik der unteren Extremität und des Rumpfes während nicht-antizipierten/-vorgeplanten relativ zu antizipierten Lande- und Cutting-Manövern mit einem gesteigerten VKB-

Verletzungsrisiko assoziiert. Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten vorwiegend posturalen Messgrößen (COP, TTS, Standfehler) liefern diesbezüglich kaum Informationen. Es besteht daher die begründete Annahme, dass die gewählten Parameter nicht sensitiv genug gewesen sein könnten, um die Auswirkungen des Antizipationsstatus innerhalb der beiden Gruppen sowie die möglicherweise doch noch im geringen Maße vorhandenen Unterschiede zwischen beiden Kollektiven vollumfänglich abzubilden.

Wie bereits in Kapitel 7.2 thematisiert liegt im Vergleich zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse die Vorteile der hier verwendeten Messgrößen in ihrer verhältnismäßig einfachen, kostengünstigen und zeiteffektiven Erfassung. Dies macht das im Rahmen dieser Arbeit verwendete Sprunglande-Setup attraktiv für Trainerinnen und Trainer sowie den therapeutischen Fachleuten, die keinen uneingeschränkten Zugriff auf ein BewegungsanalySELabor und der für die Durchführung und Auswertung der komplexen biomechanischen Untersuchung erforderlichen methodischen Expertise verfügen.

Mit Ausnahme der pVGRF sind die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Messgrößen zur Operationalisierung der Entscheidungsqualität und der posturalen Landestabilität in keiner der bisherigen Studien zur Erforschung der Auswirkungen des Antizipationsstatus auf die biomechanische Landesicherheit verwendet worden. Erste Studien liefern jedoch Evidenz für den verletzungsprädiktiven Wert der dynamischen posturalen Kontrolle im Spiel- und Kontaktsport (Butler et al., 2013). Zudem ist es vorstellbar, dass Athlet/-innen mit einer verminderten Entscheidungsqualität (mehr nicht-antizipierte Landefehler) in variablen und unvorhersehbaren Spielsituationen einem erhöhten Verletzungsrisiko ausgesetzt sein könnten (Kapitel 7.2). Auch wenn im Rahmen dieser Arbeit keine dreidimensionale Bewegungsanalyse zum Einsatz kam, könnten die hier erfassten Parameter daher ebenfalls verletzungsprädiktive Potenziale bieten. Diese sind jedoch noch zu belegen (Kapitel 7.4).

Zur Beurteilung der Auswirkungen des Antizipationsstatus auf die Feedforward-Kontrolle der kniestabilisierenden Muskulatur (z. B. Quadrizeps und Hamstrings) wäre darüber hinaus der Einsatz elektromyografischer Verfahren notwendig gewesen. Vereinzelt Unter-

suchungen an weitestgehend verletzungsfreien Kollektiven liefern diesbezüglich erste Hinweise (McLean et al., 2010a; Leukel et al., 2012). Inwiefern VKB-Verletzte in Abhängigkeit des Antizipationsstatus stärker veränderte neuromuskuläre Kontrollmechanismen als verletzungsfreie Vergleichspersonen aufweisen könnten (Houck et al., 2007), ist nach Kenntnisstand des Verfassers dieser Arbeit noch zu erforschen.

7.3.4 Sprunglandeaufgabe

Mit der im Rahmen dieser Dissertation entwickelten Sprunglandetaufgabe lassen sich die Auswirkungen des Antizipationsstatus auf die Entscheidungsqualität und biomechanische Landestabilität systematisch detektieren. Die Höhe der nicht-antizipierten Landekosten liefert wichtige Hinweise über die Fähigkeit von Sporttreibenden unvorhersehbare Landeanforderungen erfolgreich zu bewältigen. Diese Fähigkeit ist insbesondere in den Ballspiesportarten von besonderer Relevanz. Schwierigkeiten beim Treffen korrekter bewegungsbezogener Entscheidungen unter Zeitdruck könnten Athlet/-innen in komplexen Spielsituationen einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen. Die rechtzeitige Identifikation gefährdeter Sporttreibender mittels dieser Testung könnte wertvolle verletzungspräventive Potenziale bieten. Trotz des Versuchs die nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bewegungsanforderungen möglichst realistisch unter standardisierten und kontrollierten Laborbedingungen zu simulieren, ist die optimale ökologische Validität der Testung noch nicht erreicht:

Erstens: die Versuchspersonen wussten schon zum Zeitpunkt des Absprungs, ob sie während des Sprungs eine Auswahl-Reaktionsentscheidung (Landung auf links oder rechts) zu treffen hatten. Das Erfordernis auf den visuellen Stimulus während des Sprungs zu reagieren, kam somit nicht unerwartet. Lediglich die Seite, auf der der Sprung zu landen war, konnte nicht vorgeplant werden. In der Realität wissen die Spieler/-innen vor der Initiierung einer Bewegung (z. B. Sprung) jedoch normalerweise nicht, dass sie während des Bewegungsvollzugs auf einen unerwarteten externalen Stimulus reagieren müssen. Vielmehr realisieren sie ihren prädefinierten motorischen Handlungsplan (z. B. Sprung zum Kopfball) und müssen diesen gegebenenfalls während des Sprungs an einen unvorhergesehenen

Reiz (z. B. heraneilender Gegenspieler/-in) anpassen und korrigieren. Die gewählten Testanforderungen (Auswahl-Reaktionsentscheidung unter Zeitdruck) entsprechen allerdings den der meisten publizierten Studien in diesem Bereich (Besier et al., 2001; Almonroeder et al., 2015; Meinerz et al., 2015; Yom et al., 2018).

Nichtsdestotrotz hätte die Untersuchung unter völlig unvorhersehbaren Bedingungen, ähnlich der Studie von Leukel et al. (2012) (siehe Seite 75), die ökologische Validität sowie die Schwierigkeit und damit einhergehend die Verletzungsrelevanz der vorliegenden Testung vermutlich noch erhöht. Diese unerwarteten Landeanforderungen hätten wahrscheinlich auch zu noch höheren pVGRF geführt und so die Wahrscheinlichkeit für den Nachweis signifikanter Unterschiede zwischen den im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Landebedingungen erhöht. Diese Annahme basiert auf Erkenntnissen der Sturzforschung, wonach Landungen aus unerwarteten im Vergleich zu erwarteten Zeitpunkten und Fallhöhen offenbar geringere bzw. weniger an die Anforderungen angepasste antizipatorische (Feedforward) Muskelaktivitäten vorausgehen. Die damit einhergehend verminderte Absorption der pVGRF zum Zeitpunkt des Bodenkontakts (Kapitel 7.1.3) ist mit einem gesteigerten Verletzungs- und Sturzrisiko assoziiert (Santello 2005).

Zweitens: auf dem Spielfeld müssen die Akteure ihre Aufmerksamkeitsressourcen während der Fortbewegung häufig auf mehrere sich zeitlich überlappende Aufgaben aufteilen, wie z. B. Dribbeln, Passen, Beobachtung von Mit- und Gegenspielenden sowie die Kontrolle der eigenen Position etc. (Shinya et al., 2011; Herman et al., 2015; Almonroeder, 2017; Kapitel 2.2.2 und 2.4.2). Die Aufmerksamkeitskapazität ist begrenzt, sodass sich die Ausübung einer Zusatzaufgabe je nach Beanspruchung mehr oder weniger stark auf die simultan durchgeführte Primäraufgabe (z. B. sicher zu landen) auswirkt (Kahneman, 1973; Magill, 2011). Tatsächlich zeigen Studien, dass Sprünge in Kombination mit einer kognitiven oder motorischen Zusatzaufgabe (Dual-Task) im Vergleich zur Bewegungsausführung ohne Zusatzaufgabe (Single-Task) zu riskanteren antizipierten/vorgeplanten Landungen/Cuttings führen. Dies zeigte sich u. a. in Form höherer Bodenreaktionskräfte sowie einer vermehrten

internalen Tibiarotation und Knieextension (Shinya et al., 2011; Dai et al., 2017; Almonroeder et al., 2017; Kajiwara et al., 2019). Die Resultate könnten die häufige Beobachtung miterklären, weshalb sich Verletzungen häufig ereignen, wenn der Aufmerksamkeitsfokus während der Fortbewegung external ausgerichtet ist (z. B. Ball, Gegenspielende oder Tor/Korb) und die Bewegungsausführung automatisiert und unbewusst erfolgen muss (Olsen et al., 2004; Krosshaug et al., 2007; Waldén et al., 2015; Benjaminse et al., 2015a).

Drittens: die im Rahmen dieser Arbeit zum Einsatz gebrachte Sprunglandeaufgabe erforderte ein Lande-Stopp-Manöver. Dies entspricht den bisher durchgeführten Studien nur bedingt, da hier in der Regel einbeinige Landungen in Kombination mit anschließenden antizipierten und nicht-antizipierten/-vorgeplanten Cutting-Manövern zu absolvieren waren (Almonroeder et al., 2015). Dies erscheint insbesondere vor dem Hintergrund sinnvoll, als dass die Kombination aus Landungen mit schnellen Richtungswechseln zu den häufigsten VKB-Verletzungsmechanismen zählen (Olsen et al., 2004; Krosshaug et al., 2007). Die Testung eines solch komplexeren Bewegungsmusters hätte die motorischen Anforderungen der hier vorliegenden Sprunglandeaufgabe womöglich weiter erhöht.

Viertens: Untersuchungen zufolge scheinen Zeiträume zwischen 190 und 300 Millisekunden auszureichen, um einen visuellen Stimulus wahrzunehmen, zu verarbeiten und entsprechende Bewegungsadaptionen/-korrekturen während eines Sprungs durchzuführen (Cham & Redfern, 2001; Stephenson et al., 2018). Es ist daher vorstellbar, dass eine Reduktion der zur Verfügung stehenden Reaktionszeit von im Mittel 360 Millisekunden (Kapitel 7.1.1) die kognitiven Anforderungen aufgrund des damit einhergehenden gesteigerten Zeitdrucks noch erhöht hätte. Nichtsdestotrotz entspricht die mittlere verfügbare Reaktionszeit der Studienteilnehmenden dieser Arbeit der vergleichbarer Studien (Borotikar et al., 2008; Brown et al., 2009; McLean et al., 2010a; Yom et al., 2018). Darüber hinaus hätte eine höhere Anzahl der während des Sprungs zu verarbeiteten visuellen Landeinformationen (vgl. z. B. Almonroeder et al., 2018) die verfügbare Reaktionszeit, aufgrund der höheren kognitiven Beanspruchung, womöglich ebenfalls reduziert und den Schwierigkeitsgrad der Testung gesteigert.

Ziel der eingesetzten Sprunglandeaufgabe war es die nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bewegungsanforderungen der Ballspielsportarten vereinfacht aber möglichst realistisch im Laborsetting zu simulieren ohne die Studienteilnehmenden dabei einem Verletzungsrisiko auszusetzen. Aus Sicherheitsgründen wurden die oben genannten Aspekte daher nicht berücksichtigt. Auf Basis der Erkenntnisse dieser Arbeit sowie der bisher publizierten vergleichbaren Studien ist jedoch eine schrittweise Steigerung des Schwierigkeitsgrades bzw. der Komplexität und damit die weitere Steigerung der ökologischen Validität sinnvoll.

7.4 Ausblick und zukünftige Studien

Auf Basis der Resultate dieser Dissertation leiten sich für die zukünftige Forschung drei aufeinanderfolgende Schritte ab: Zuerst sind die im Rahmen dieser Arbeit identifizierten Zusammenhänge zwischen höheren nicht-antizipierten Landekosten und einer geringeren Leistungsfähigkeit höherer kognitiver Funktionen (kognitive Flexibilität, Arbeitsgedächtnis und Inhibitionskontrolle) in Form von confirmatorischer Replikationsstudien auf Basis einer größeren Stichprobe (inkl. apriori Fallzahlschätzung) zu verifizieren (Kapitel 7.3.2). Dabei ist insbesondere das Vorliegen eines Ursache-Wirkungs-Zusammenhangs zwischen den detektierten nicht-antizipierten Landekosten und den kognitiven Funktionen zu überprüfen. Auf dieser Basis ist in einem zweiten Schritt der verletzungsprädiktive Wert dieser kognitiv-motorischen Faktoren für die Entstehung kontaktlos-induzierter VKB-Verletzungen im Sport zu erforschen (Kapitel 7.3.2). In einem dritten Schritt sollte schließlich die Überprüfung der Trainierbarkeit der detektierten potenziellen biomechanischen Risikofaktoren (nicht-antizipierte Landekosten) und der zugrundeliegenden höheren kognitiven Funktionen erfolgen (Kapitel 7.2). Neben dieser allgemeinen Vorgehensweise lassen sich für zukünftige Studien konkret die nachfolgenden Empfehlungen ableiten:

Erstens: Es sollten neben dem Einsatz dreidimensionaler bewegungsanalytischer und elektromyografischer Verfahren (Kapitel 7.3.3) vermehrt Parameter zur Operationalisierung der Entscheidungsqualität und der posturalen Landestabilität zum Einsatz kommen. Stu-

dien liefern schließlich Evidenz für den verletzungsprädiktiven Wert der dynamischen posturalen Kontrolle bei Sporttreibenden aus dem Bereich der Spiel- und Kontaktsportarten (Butler et al., 2013). Zudem sind Surrogate der Entscheidungsqualität (z. B. Fehler und Bewegungslatenz) unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Lande-/Cutting-Anforderungen in zukünftige Untersuchungen einzubeziehen. Das bedeutet konkret, dass bei Counter-Movement-Jumps mit einbeinigen Lande-Stopp-Manövern, wie in der vorliegenden Arbeit der Fall, über die gültigen Versuche hinaus zusätzlich die Anzahl der nicht-antizipierten Landefehler erfasst werden sollte. Bei Landungen mit anschließenden antizipierten und nicht-antizipierten Cutting-Manövern sind die Bodenkontaktzeiten zwischen Landung und Initiierung der Folgebewegung, wie in der Arbeit von Almonroeder et al. (2017) der Fall, mit aufzuzeichnen. Eine geringere Entscheidungsqualität könnte Sporttreibende in schnellen und unvorhersehbaren Spielsituationen durchaus einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen können (Kapitel 7.2). Dies gilt es in Folgestudien zu überprüfen.

Zweitens: Die biomechanischen Landeparameter sollten zukünftig nicht nur für die erfolgreichen, sondern auch für Landefehl- und Standfehlversuche aufgezeichnet werden. Diese Daten enthalten wahrscheinlich wertvolle Informationen, auf deren Basis sich die den nicht-antizipierten biomechanischen Landekosten zugrundeliegenden kognitiven Funktionen noch differenzierter beurteilen ließen. Dies könnte auch weitere Interpretations- und Erklärungsansätze für die gegensätzlichen Korrelationen zwischen der kognitiven Funktion und der Anzahl an Lande-/Standfehlversuche bieten (Kapitel 7.1.2). Zudem ist die Relevanz der höheren bzw. exekutiven kognitiven Funktionen für die Landesicherheit unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bewegungsanforderungen durch konfirmatorische Studien weiter zu erforschen.

Der verletzungsprädiktive Wert der Exekutivfunktionen in den Spielsportarten ist bisher kaum untersucht. Die Identifikation trennscharfer kognitiver Leistungsparameter (z. B. Trail-Making-Test), anhand derer sich Spieler/-innen mit und ohne kontaktlosen muskuloskelettalen Verletzungen mit hoher Sensitivität und Spezifität diskriminieren ließen würde neue

verletzungspräventive Potenziale bieten. Studien belegen allerdings die Relevanz gut entwickelter Exekutivfunktionen für das Erreichen eines hohen Leistungs- und Expertiseniveaus im Fußball (Vestberg et al., 2012; Huijgen et al., 2015; Vestberg et al., 2017; Sakamoto et al., 2018; Kapitel 7.3.1). Die Identifikation von kognitiv leistungsschwächeren Sporttreibenden durch entsprechende Screening-Tests und deren Förderung durch gezielte Trainingsinterventionen könnten sich somit möglicherweise sowohl positiv auf die Verletzungsprävention als auch auf die Spielleistung der Athlet/-innen auswirken.

Erste Forschungsergebnisse belegen die Trainierbarkeit verletzungsrelevanter mentaler Funktionen (z. B. visuell-motorische Verarbeitungsprozesse; Kapitel 2.4.1) durch kognitiv-motorische Interventionen (Demirakca et al., 2016; Wilkerson et al., 2016). Bislang ist jedoch noch unklar, inwiefern sich diese Trainingsansätze eignen, die den nicht-antizipierten Landekosten zugrundeliegenden höheren kognitiven Funktionen (Kapitel 7.1.2) zu fördern und die Fähigkeit im Umgang mit den unvorhersehbaren Bewegungsanforderungen in den Sportsportarten (Kapitel 2.4.2) zu verbessern. Eine stärkere inhaltliche Ausrichtung auf das kognitiv-motorische Risiko- und Fähigkeitsprofil von Sporttreibenden kann weitere Potenziale für die Prävention kontaktloser Knieverletzungen bieten (Herman et al., 2015) und ist daher zukünftig zu erforschen.

Drittens: Folgestudien sollten an homogeneren Sportgruppen (z. B. nur Sportsport; open-skill) durchgeführt werden. Dadurch lassen sich die potenziellen Einflüsse divergenter Sportarten, Expertisestufen und Spielpositionen (Kapitel 2.3 und 7.3.1) auf die Landesicherheit unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Anforderungen (wie z. B. in dieser Arbeit) besser kontrollieren.

Bei Vergleichen zwischen Testpersonen mit und ohne VKB-Verletzungshistorie sollte dementsprechend darauf geachtet werden, dass sich die Studienteilnehmenden beider Gruppen im Hinblick auf das sportliche Aktivitätsniveau (Art, Umfang und Niveau) bestmöglich entsprechen. Hierbei könnte der Tegner-Aktivitäts-Score ein geeignetes Matching-Kriterium darstellen (Briggs et al., 2009).

Bei dem Einschluss von VKBR-Testpersonen ist zudem darauf zu achten, dass der postoperative Zeitraum zu Studienbeginn nicht länger als zwei Jahre zurückliegt. Dies erhöht vermutlich die Wahrscheinlichkeit, möglicherweise noch mit dem Verletzungsmechanismus im Zusammenhang stehende kognitiv-motorische Defizite zu detektieren (Kapitel 7.3.1). Auf den Einschluss einzelner VKBR-Testpersonen ist zu verzichten, sofern die neuromuskulären Verletzungsfolgen (z. B. größere Seitenasymmetrien Sprung-/Krafttests) bereits unter antizipierten Landeanforderungen eindeutig zu detektieren sind. Die additive Testung unter nicht-antizipierten/-vorplanbaren Bedingungen würde dann wahrscheinlich keinen relevanten Mehrwert liefern (Kapitel 7.1.3 und 7.3.1).

Darüber hinaus erscheinen subgruppenanalytische Vergleiche beispielsweise zwischen verschiedenen Expertisestufen (Profi vs. Freizeitsport) sinnvoll, um vermeintlich unterschiedliche kognitiv-motorische Strategien zur Bewältigung nicht-antizipierter/-vorgeplanter Bewegungsanforderungen (Kapitel 2.3 und 7.3.1) genauer zu identifizieren.

Selbstverständlich sollten die Assoziationen zwischen nicht-antizipierten Landekosten und kognitiver Funktion in Folgestudien auch an Frauen untersucht werden. Athletinnen und Athleten scheinen sich über das VKB-Verletzungsrisiko (Griffin et al., 2000; Hewett et al., 2006) hinaus (Kapitel 2.1.1) auch im Hinblick auf vereinzelt kognitive Fähigkeiten zu unterscheiden: Eine Pilotstudie an Medizinstudierenden ergab, dass Studentinnen in Tests zur Erfassung der Inhibitions- und Interferenzkontrolle besser abschnitten als ihre Kommilitonen. Letztere erzielten dahingegen bessere Ergebnisse in den durchgeführten Aufmerksamkeits- und Reaktionstests (Upadhyay & Guragain, 2014). Allgemein betrachtet, scheinen Frauen in Wortflüssigkeits-, Wahrnehmungs- und feinmotorischen Tests Männern überlegen zu sein. Diese schneiden dahingegen in mathematischen und räumlichen Arbeitsgedächtnistests besser ab (Zaidi, 2010). Darüber hinaus scheinen die mentalen Fähigkeiten von Frauen im Verlauf des Menstruationszyklus Schwankungen zu unterliegen (Phillips & Sherwin, 1992; Lacreuse et al., 2001). Eine subgruppenspezifische Betrachtung nach Geschlecht ist vor diesen Hintergründen sinnvoll. Bei dem Erfordernis einer Mindestsprunghöhe von 30 cm im Counter-Movement-Jump, wie im Rahmen dieser Arbeit der Fall,

sind vor allem sprungleistungsfähige Athletinnen zu berücksichtigen. Alternativ ist eine entsprechende Modifikation der Sprunglandeaufgabe (z. B. Drop-Jump) in Erwägung zu ziehen.

Viertens: Wissenschaftler/-innen sollten sich zukünftig bemühen noch ökologisch validere Screening-Tests zu entwickeln (Kapitel 7.3.4). Die Anwendung von Virtual-Reality-Brillen könnte diesbezüglich ein vielversprechender Ansatz sein (Kiefer et al., 2017; Grooms et al., 2018). In der Studie von Kiefer et al. (2017) beispielsweise bewegten sich die Testperson auf einem dreidimensional erzeugten virtuellen Spielfeld und mussten unter hohem Zeitdruck auf unvorhergesehene Aktionen der Gegenspieler/-innen reagieren (z. B. Lande- und Cutting-Manöver). Mittels Kraftmessplatten und kamerabasierten Bewegungsanalyseverfahren konnten die biomechanischen Belastungen der unteren Extremität simultan aufgezeichnet werden.

Zudem ist die Testung unter komplett nicht-antizipierten (unvorhersehbaren) Bedingungen zu empfehlen (Kapitel 7.3.4). Für die hier vorliegende Sprungaufgabe könnte das bedeuten, dass die Testpersonen zum Zeitpunkt des Absprungs noch nicht wissen, ob sie während des Flugs ihren prädefinierten Bewegungsplan beibehalten (z. B. visuelle Landeinformation nach Absprung stimmt mit der nach Absprung überein) oder diesen plötzlich verändern müssen, um auf der anderen Seite zu landen (z. B. visuelle Landeinformation nach Absprung entspricht nicht der zum Zeitpunkt vor Absprung). Unter beiden nicht-antizipierten Bedingungen wäre dann bereits vor Absprung eine landebezogene Erwartung vorgegeben, die während des Sprungs entweder beibehalten (nicht-antizipiert und erwartungskonform) oder adaptiert werden muss (nicht-antizipiert und nicht erwartungskonform).

Dadurch ließe sich besser kontrollieren, ob manche Studienteilnehmende eher dazu neigen die Landeseite zu erraten oder entsprechend ihrer Erwartung landen, anstatt auf den visuellen Stimulus während des Sprungs zu reagieren. Entsprechende Testpersonen würden dann nämlich unter der nicht-antizipierten, erwartungskonformen Testbedingung, in der sie ihren Bewegungsplan gar nicht ändern müssten Landefehler oder instabile Landungen pro-

duzieren. Andererseits kann bei Studienteilnehmenden, die unter dieser Bedingung fehlerfrei blieben vermehrt davon ausgegangen werden, dass sie keine Ratestrategie anwenden oder spekulieren. Fehlerhafte Landungen unter der zweiten nicht-antizipierten Bedingung (nicht erwartungskonform) können dann eindeutiger auf Defizite in der Anpassung des motorischen Plans unter Zeitdruck zurückgeführt werden. Dies wird voraussichtlich die Assoziationen zwischen einer geringen Entscheidungsqualität (nicht-antizipierte Landefehler) und einer besseren kognitiven Funktion (v. a. kognitive Flexibilität und Inhibitionskontrolle) noch verstärken. Wie im Rahmen dieser Arbeit der Fall, kann eine antizipierte Bedingung als Referenz dienen. Hierbei würde den Testpersonen frühzeitig mitgeteilt werden, dass die vor Absprung angezeigte Landeseite auch die ist, auf der der Sprungversuch zu landen ist. Diese Modifikationen der Landebedingungen können weitere Aufschlüsse über die im Rahmen der Ergebnisdiskussion getätigte Annahme (Kapitel 7.1.2) liefern, wonach kognitiv leistungsschwächere Testpersonen auch unter nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bedingungen vermehrt antizipieren (d. h. erwartungsgemäß landen) und deshalb womöglich weniger Stand- aber mehr Landefehler produzieren.

Darüber hinaus fördern diese Anpassungen die ökologische Validität der Testung, da Athlet/-innen auf dem Spielfeld ihre prädefinierten Handlungspläne z. T. unerwartet verändern müssen ohne vor Beginn der Bewegungsaktion zu wissen, ob dies erforderlich sein wird.

Alternativ sollten Wissenschaftler/-innen in Folgestudien von den Studienteilnehmenden nach jedem nicht-antizipierten/-vorgeplanten Landeversuch erfragen (Dicus & Seegmiller, 2012), ob die während des Flugs angezeigte Landeseite der Erwartung entsprach oder unerwartet war. Dadurch ließen sich womöglich ebenfalls diejenigen identifizieren, die primär nach ihren Erwartungen handeln und/oder eher dazu neigen ihren prädefinierten motorischen Plan bei erwartungsinkonsistenten Sprunglandeversuchen beizubehalten.

Zudem sollte in Folgestudien die Risikobereitschaft der Studienteilnehmenden, z. B. mittels DOSPERT-Skala (Blais et al. 2006) miterfasst werden. Dies kann weitere Aufschlüsse darüber liefern, ob beispielsweise Studienteilnehmende mit einer höheren Risikobereitschaft weniger nicht-antizipierte Landefehler und umgekehrt produzieren (Kapitel 7.1.2).

Im Sinne einer möglichst hohen ökologischen Validität der Testbedingungen sollten Wissenschaftler/-innen in zukünftigen Studien eine weitere Steigerung der kognitiven Beanspruchung erwägen (Kapitel 7.3.4). Hierzu kann beispielsweise der Stroop-Test oder einfache Rechenaufgaben eingesetzt werden. Dabei kann man die Testpersonen z. B. anweisen, dass sie bei kongruenten Stimuli (Farbwort „Grün“ in Grün geschrieben) auf der linken Seite und bei inkongruenten Stimuli (Farbwort „Grün“ in Rot geschrieben) auf der rechten Seite landen sollen. Alternativ kann man die Testpersonen auffordern, während des Sprungs einfache Rechenaufgaben zu lösen (z.B. $6 + 3 = 9$) und z. B. nur auf links zu landen, wenn das Rechenergebnis eine Primzahl ist. Zur weiteren Steigerung der ökologischen Validität ist zudem die Testung unter Dual-/Multi-Task-Bedingungen zu empfehlen (Kapitel 7.3.4). Hierbei können nicht-antizipierte/-vorgeplante Lande-/Cutting-Manöver mit einer kognitiven Zusatzaufgabe (z. B. Stroop-Test, 7-er-Reihe Rückwärtszählen oder kurz eingeblendete Ziffern merken etc.) kombiniert werden.

Durch den Einsatz derartiger kognitiv-motorischer Tests ließen sich womöglich Athlet/-innen identifizieren, die aufgrund von Schwächen in den für die erfolgreiche Bewältigung der komplexen Spielanforderungen erforderlichen kognitiv-motorischen Fähigkeiten (Kapitel 2.4.2) einem höheren VKB-Verletzungsrisiko ausgesetzt sein können. Aufgrund der damit verbundenen verletzungspräventiven Potenziale sind entsprechende Tests/-batterien zu entwickeln, deren verletzungsprädiktiver Wert es zu untersuchen gilt. Ähnliche Ziele scheinen auch das Autorenteam um Millikan et al. (2018) zu verfolgen. In einer aktuellen Studie überprüften sie die Test-Retest-Reliabilität einer neu entwickelten Testbatterie, die verschiedene herkömmliche Sprungtests zur Beurteilung der neuromuskulären Funktion nach VKB-Rekonstruktion mit einer visuell-motorischen Verarbeitungskomponente kombiniert. Die Entscheidung, ob und wann VKBR-Athlet/-innen zur initialen Sport- und Wettkampftätigkeit zurückkehren erfolgt i.d.R. auf Basis der neuromuskulären Funktion der operierten im Vergleich zu nicht-verletzten Seite. Hierzu kommen meist unterschiedliche Sprungtests zum Einsatz (z. B. single-leg hop, Tripple-hop, Crossover hop etc.; Arden et al., 2011b;

Czuppon et al., 2014; Engeroff T, Niederer D, Banzer W, 2015; Grindem et al., 2016; Gokeler et al., 2017; Arundale et al., 2018a; Niederer et al., 2018b). Diese Tests, die typischerweise unter antizipierten Bedingungen durchgeführt werden ermöglichen jedoch keine über die neuromuskuläre Funktion hinausgehende Aussage hinsichtlich der (Dual-/Multi-Tasking-) Fähigkeiten der Athlet/-innen im Umgang mit den variablen und unvorhersehbaren Bewegungsanforderungen komplexer Spielsituationen. Der Einsatz der o. g. kognitiv-motorischen Screening-Tests könnten diesbezüglich einen Mehrwert liefern. Die rechtzeitige Identifikation und Behandlung von gefährdeten VKB-rekonstruierten Athlet/-innen (vor Sportrückkehr) kann sich positiv auf die vielfach beobachteten hohe Wiederverletzungsraten auswirken (Paterno 2012, 2014; Kapitel 7.2).

Fünftens: Bei VKB-rekonstruierten Testpersonen ist das Vorliegen möglicher zentralnervöser Mechanismen/Adaptionen zur Kompensation der traumabedingten, propriozeptiven/sensorischen Defizite (Kapitel 2.1.2 und 7.1.3) mit Hilfe von Querschnitt- (Vergleich zu Nicht-verletzten) oder prospektiven Studien (z. B. prä- zu postoperativ) zu überprüfen (Kapitel 7.3.2). Wie bereits in Kapitel 7.1.3 könnten VKBR-Testpersonen möglicherweise unter der nicht-antizipierten/-vorgeplanten Bedingung mehr neuronale Ressourcen (vermehrte Aufmerksamkeitskontrolle und Bewegungsplanung) benötigt haben, um eine ähnliche Lande- und Entscheidungsqualität wie die Kontrollgruppe zu erzielen. Zwar unter kontrollierten Laborbedingungen ohne Folgen könnte eine noch höhere neuronale Auslastung VKB-rekonstruierte Sporttreibende einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen (Kapitel 7.1.3). Dies kann z. B. in hochkomplexen Spielsituationen der Fall sein, wenn aufgrund der additiven zentralnervösen Kompensation nicht mehr ausreichend neuronale Ressourcen zur Verfügung stehen, die für die adäquate visuell-motorische Verarbeitung nicht-antizipierter Umgebungsreize während der Fortbewegung erforderlich sind (Needle et al., 2017). Diese Annahmen werden in einer vom Verfasser dieser Arbeit geplanten Studie unter Einsatz der Elektroenzephalografie erstmals untersucht. Das publizierte Studienprotokoll liefert diesbezüglich weitere Informationen (Giesche et al., 2018).

8 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation bestätigen die bisherige Studienlage, wonach nicht-antizipierte/-vorgeplante im Vergleich zu antizipierten Sprunglandungen in einer verminderten biomechanischen Landesicherheit (nicht-antizipierte Landekosten) resultieren. Die detektierten nicht-antizipierten Landekosten können Sporttreibende einem erhöhten Verletzungsrisiko aussetzen.

Darüber hinaus liefert diese Arbeit erstmals Hinweise für die Relevanz der kognitiven Funktion, insbesondere der höheren bzw. exekutiven, kognitiven Prozesse (kognitive Flexibilität, Arbeitsgedächtnis und Inhibitionskontrolle) für das Treffen korrekter bewegungsbezogener Auswahl-Reaktionsentscheidungen (nicht-antizipierte Landefehler) unter Zeitdruck in einer komplexen, sportspezifischen Sprungaufgabe. Der Zusammenhang zwischen einer niedrigeren Entscheidungsqualität (mehr nicht-antizipierte Landefehler) und einer geringeren Leistungsfähigkeit in den o. g. kognitiven Funktionen war in der Kontroll- und VKBR-Gruppe weitestgehend vergleichbar. Innerhalb der Kontrollgruppe ergab sich zudem eine signifikante Assoziation zwischen höheren posturalen (COP) nicht-antizipierten Landekosten und einer verminderten Interferenz-/Inhibitionskontrolle.

Die Zusammenhangsanalysen resultieren dahin, dass Testpersonen mit besser entwickelten höheren kognitiven Funktionen eher in der Lage zu sein scheinen, ihre Bewegungspläne/-reaktionen unter Zeitdruck schneller und/oder präziser an einen unerwarteten visuellen Stimulus während eines Sprungs anzupassen. Dies könnte ihnen mehr Zeit verschafft haben, um die für eine erfolgreiche und sichere Landung erforderliche Feedforward-Aktivität aufzubauen.

Weder innerhalb noch zwischen (nicht-antizipierte Landekosten) den beiden Landebedingungen unterschieden sich die beiden Gruppen signifikant im Hinblick auf die erfassten Lande- und Entscheidungsparameter. Ähnlich verhielt es sich für die getesteten kognitiven Funktionen. Lediglich im Hinblick auf die mittlere einfache Reaktionsgeschwindigkeit (niedrigere kognitive Funktion) zeigten sich die VKBR-Testpersonen den der Kontrollgruppe

überlegen. Allerdings ließen sich in keiner der für die nicht-antizipierte Landesicherheit identifizierten höheren kognitiven Prozesse signifikante Unterschiede zwischen den beiden Kollektiven nachweisen. Die nicht vorhandenen Gruppenunterschiede in den im Rahmen dieser Arbeit erfassten Lande-/Entscheidungsparameter sowie der kognitiven Funktionen (ausgenommen der Reaktionsgeschwindigkeit) sind womöglich u. a. auf den verhältnismäßig langen postoperativen Zeitraum der eingeschlossenen VKBR-Testpersonen (ca. 5 Jahre im Mittel) zurückzuführen. Dieser Zeitraum könnte zu lang gewesen sein, um noch mit dem Verletzungsereignis potenziell assoziierte kognitiv-motorische Defizite nachzuweisen.

Die Resultate dieser Arbeit beziehen sich vorwiegend auf in der Freizeit körperlich, aktive, männliche Testpersonen unterschiedlicher Sportarten. In zukünftige Untersuchungen sind vorzugsweise Athletinnen und Athleten aus dem Bereich der Spielsportarten (open-skill) einzuschließen. Da sie im Vergleich zu Ausdauersportler/-innen in deutlich variableren und unvorhersehbareren Umweltbedingungen interagieren, können sie noch mehr von den möglichen verletzungspräventiven Potenzialen der Ergebnisse dieser Arbeit und darauf basierenden Folgestudien profitieren.

Die Erkenntnisse dieser Dissertation leisten einen wichtigen Beitrag für ein besseres Verständnis über die den nicht-antizipierten/-vorplanbaren Bewegungsanforderungen zugrundeliegenden kognitiven Prozessen. Damit können sie wichtige primär- und sekundärverletzungspräventive Potenziale bieten. Die Resultate sprechen für eine inhaltliche Erweiterung der bisher primär auf die biomechanisch-neuromuskulären Risikofaktoren ausgerichtete VKB-Verletzungsprävention durch eine stärkere Fokussierung auf das kognitiv-motorische Fähigkeits-/Risikoprofil von Sporttreibenden aus dem Bereich der Spiel- und Kontaktsportarten.

So können mittels der hier eingesetzten Sprunglande- und Kognitionstestung möglicherweise Sporttreibende identifiziert werden (z. B. Ballspielsportler/-innen), die aufgrund von Schwierigkeiten bei der Bewältigung nicht-antizipierter/-vorgeplanter Landeanforderungen

und/oder defizitärer höherer kognitiver Funktionen einem gesteigerten (Wieder-) Verletzungsrisiko ausgesetzt sein können. Betroffene blieben unter Einsatz der herkömmlichen Testung, durchgeführt unter antizipierten Bewegungsanforderungen unentdeckt. Ein Vorteil des hier eingesetzten Messplatzes liegt in seiner verhältnismäßig einfachen und kostengünstigen Applikation, sodass sich dieser von Athletiktrainer/-innen und Therapeut/-innen ohne größeren Aufwand in die alltägliche Arbeit mit den Sporttreibenden integrieren ließe. Doch zunächst ist die Durchführung confirmatorischer Studien nötig, die die Befunde dieser Arbeit basierend auf einer größeren Fallzahl replizieren und verifizieren. Zudem ist der verletzungsprädiktive Wert der detektierten nicht-antizipierten Landekosten und den zugrundeliegenden höheren kognitiven Prozessen zu erforschen. In Folgestudien sollten zudem Testpersonen mit ausgeheilter VKB-Rekonstruktion und Sportfreigabe mit weitestgehend vollständig wiederhergestellter neuromuskulärer Funktion und einer maximal 2 Jahre zurückliegenden Operation berücksichtigt werden. Insgesamt ist auf eine möglichst homogene Testpersonen-Charakteristik (z. B. Alter, Geschlecht sowie Art, Umfang und Niveau der sportlichen Aktivitäten) zu achten.

9 Literaturverzeichnis

- Abbott JH, Usiskin IM, Wilson R, Hansen P, Losina E. The quality-of-life burden of knee osteoarthritis in New Zealand adults: A model-based evaluation. *PLoS one* 2017; 12(10): e0185676.
- Ageberg E, Roos EM. The Association Between Knee Confidence and Muscle Power, Hop Performance, and Postural Orientation in People With Anterior Cruciate Ligament Injury. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2016; 46(6): 477–482.
- Ageberg E, Thomeé R, Neeter C, Silbernagel KG, Roos EM. Muscle strength and functional performance in patients with anterior cruciate ligament injury treated with training and surgical reconstruction or training only: a two to five-year followup. *Arthritis and rheumatism* 2008; 59(12): 1773–1779.
- Agel J, Rockwood T, Klossner D. Collegiate ACL Injury Rates Across 15 Sports. *National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System Data Update (2004-2005 Through 2012-2013)*. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 2016; 26(6): 518–523.
- Aglietti P, Giron F, Buzzi R, Biddau F, Sasso F. Anterior cruciate ligament reconstruction: bone-patellar tendon-bone compared with double semitendinosus and gracilis tendon grafts. A prospective, randomized clinical trial. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2004; 86-A(10): 2143–2155.
- Ahldén M, Samuelsson K, Sernert N, Forssblad M, Karlsson J, Kartus J. The Swedish National Anterior Cruciate Ligament Register: a report on baseline variables and outcomes of surgery for almost 18,000 patients. *The American journal of sports medicine* 2012; 40(10): 2230–2235.
- Aizawa J, Ohji S, Koga H, Masuda T, Yagishita K. Correlations between sagittal plane kinematics and landing impact force during single-leg lateral jump-landings. *Journal of physical therapy science* 2016; 28(8): 2316–2321.
- Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R. 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 : official journal of the ESSKA* 2009; 17(7): 705–729.
- Alloway TP, Gathercole SE, Pickering SJ. Verbal and visuospatial short-term and working memory in children: are they separable? *Child development* 2006; 77(6): 1698–1716.
- Alloway TP, Gathercole SE, Willis C, Adams A-M. A structural analysis of working memory and related cognitive skills in young children. *Journal of experimental child psychology* 2004; 87(2): 85–106.
- Allum R. Complications of arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 2003; 85(1): 12–16.
- Almonroeder TG. Cognitive Contributions to Anterior Cruciate Ligament Injury Risk. *Theses and Dissertations*. 1436., 2017.

- Almonroeder TG, Garcia E, Kurt M. THE EFFECTS OF ANTICIPATION ON THE MECHANICS OF THE KNEE DURING SINGLE-LEG CUTTING TASKS: A SYSTEMATIC REVIEW. *International journal of sports physical therapy* 2015; 10(7): 918–928.
- Almonroeder TG, Kernozek T, Cobb S, Slavens B, Wang J, Huddleston W. Divided attention during cutting influences lower extremity mechanics in female athletes. *Sports biomechanics* 2017: 1–13.
- Almonroeder TG, Kernozek T, Cobb S, Slavens B, Wang J, Huddleston W. Cognitive Demands Influence Lower Extremity Mechanics During a Drop Vertical Jump Task in Female Athletes. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2018; 48(5): 381–387.
- Alvarez JA, Emory E. Executive function and the frontal lobes: a meta-analytic review. *Neuropsychology review* 2006; 16(1): 17–42.
- An YW. Neurophysiological Mechanisms Underlying Functional Knee Instability Following an Anterior Cruciate Ligament Injury. *Exerc Sci* 2018; 27(2): 109–117.
- Arangio GA, Chen C, Kalady M, Reed JF. Thigh muscle size and strength after anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 1997; 26(5): 238–243.
- Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Webster KE. Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. An updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *British journal of sports medicine* 2014; 48(21): 1543–1552.
- Ardern CL, Taylor NF, Feller JA, Whitehead TS, Webster KE. Sports participation 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction in athletes who had not returned to sport at 1 year: a prospective follow-up of physical function and psychological factors in 122 athletes. *The American journal of sports medicine* 2015; 43(4): 848–856.
- Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *British journal of sports medicine* 2011; 45(7): 596–606.
- Arundale AJH, Capin JJ, Zarzycki R, Smith AH, Snyder-Mackler L. TWO YEAR ACL REINJURY RATE OF 2.5%: OUTCOMES REPORT OF THE MEN IN A SECONDARY ACL INJURY PREVENTION PROGRAM (ACL-SPORTS). *International journal of sports physical therapy* 2018a; 13(3): 422–431.
- Arundale AJH, Silvers-Granelli HJ, Snyder-Mackler L. Career Length and Injury Incidence After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Major League Soccer Players. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2018b; 6(1): 2325967117750825.
- Aslan Ş. Examination of Cognitive Flexibility Levels of Young Individual and Team Sport Athletes. *JETS* 2018; 6(8): 149.
- Baddeley A. Working memory. *Science* 1992; 255(5044): 556–559.

- Baddeley A. Working memory. Looking back and looking forward. *Nature reviews. Neuroscience* 2003: 4(10): 829–839.
- Baddeley A. Working memory: theories, models, and controversies. *Annual review of psychology* 2012: 63: 1–29.
- Baddeley A d. Working memory, thought, and action. Oxford University Press, 2007.
- Baddeley A d., Hitch G. Working Memory. In: Bower GH, ed. *The psychology of learning and motivation. Advances in research and theory.* Academic Press, 1974: 47–89.
- Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. *British journal of sports medicine* 2005: 39(6): 324–329.
- Barber-Westin SD, Noyes FR. Factors used to determine return to unrestricted sports activities after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 2011a: 27(12): 1697–1705.
- Barber-Westin SD, Noyes FR. Objective criteria for return to athletics after anterior cruciate ligament reconstruction and subsequent reinjury rates: a systematic review. *The Physician and sportsmedicine* 2011b: 39(3): 100–110.
- Barenus B, Webster WK, McClelland J, Feller J. Hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction: does gracilis tendon harvest matter? *International orthopaedics* 2013: 37(2): 207–212.
- Baumeister J, Reinecke K, Schubert M, Weiss M. Altered electrocortical brain activity after ACL reconstruction during force control. *J. Orthop. Res.* 2011: 29(9): 1383–1389.
- Baumeister J, Reinecke K, Weiss M. Changed cortical activity after anterior cruciate ligament reconstruction in a joint position paradigm: an EEG study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2008: 18(4): 473–484.
- Beaulieu ML, Lamontagne M, Xu L. Lower limb muscle activity and kinematics of an anticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2009: 17(8): 968–976.
- Bell DR, Smith MD, Pennuto AP, Stiffler MR, Olson ME. Jump-landing mechanics after anterior cruciate ligament reconstruction: a landing error scoring system study. *Journal of athletic training* 2014: 49(4): 435–441.
- Bender R, Lange S. Adjusting for multiple testing—when and how? *Journal of Clinical Epidemiology* 2001: 54(4): 343–349.
- Benjaminse A, Gokeler A, Dowling AV, Faigenbaum A, Ford KR, Hewett TE, Onate JA, Otten B, Myer GD. Optimization of the anterior cruciate ligament injury prevention paradigm: novel feedback techniques to enhance motor learning and reduce injury risk. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2015a: 45(3): 170–182.
- Benjaminse A, Welling W, Otten B, Gokeler A. Novel methods of instruction in ACL injury prevention programs, a systematic review. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 2015b: 16(2): 176–186.

- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine and science in sports and exercise* 2001; 33(7): 1176–1181.
- Beynon BD, Hall JS, Sturnick DR, DeSarno MJ, Gardner-Morse M, Tourville TW, Smith HC, Slauterbeck JR, Shultz SJ, Johnson RJ, Vacek PM. Increased slope of the lateral tibial plateau subchondral bone is associated with greater risk of noncontact ACL injury in females but not in males: a prospective cohort study with a nested, matched case-control analysis. *The American journal of sports medicine* 2014; 42(5): 1039–1048.
- Bizzini M, Gorelick M, Munzinger U, Drobny T. Joint laxity and isokinetic thigh muscle strength characteristics after anterior cruciate ligament reconstruction: bone patellar tendon bone versus quadrupled hamstring autografts. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 2006; 16(1): 4–9.
- Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2008; 23(3): 313–319.
- Blais, Ann-Renee and Weber, Elke U. A Domain-Specific Risk-Taking (DOSPERT) Scale for Adult Populations. *Judgment and Decision Making* 2006(Vol. 1, No. 1).
- Bloem BR, Grimbergen YAM, van Dijk JG, Munneke M. The "posture second" strategy: a review of wrong priorities in Parkinson's disease. *Journal of the neurological sciences* 2006; 248(1-2): 196–204.
- Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics* 2000; 23(6): 573–578.
- Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2010; 18(9): 520–527.
- Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *The American journal of sports medicine* 2009; 37(2): 252–259.
- Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2008; 23(1): 81–92.
- Briggs KK, Kocher MS, Rodkey WG, Steadman JR. Reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm knee score and Tegner activity scale for patients with meniscal injury of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2006; 88(4): 698–705.
- Briggs KK, Lysholm J, Tegner Y, Rodkey WG, Kocher MS, Steadman JR. The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee: 25 years later. *The American journal of sports medicine* 2009; 37(5): 890–897.

- Brooks MA, Peterson K, Biese K, Sanfilippo J, Heiderscheid BC, Bell DR. Concussion Increases Odds of Sustaining a Lower Extremity Musculoskeletal Injury After Return to Play Among Collegiate Athletes. *The American journal of sports medicine* 2016; 44(3): 742–747.
- Brown TN, Palmieri-Smith RM, McLean SG. Sex and limb differences in hip and knee kinematics and kinetics during anticipated and unanticipated jump landings: implications for anterior cruciate ligament injury. *British journal of sports medicine* 2009; 43(13): 1049–1056.
- Burle B, Spieser L, Servant M, Hasbroucq T. Distributional reaction time properties in the Eriksen task: marked differences or hidden similarities with the Simon task? *Psychonomic bulletin & review* 2014; 21(4): 1003–1010.
- Bush-Joseph CA, Hurwitz DE, Patel RR, Bahrani Y, Garretson R, Bach BR, Andriacchi TP. Dynamic function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous patellar tendon. *The American journal of sports medicine* 2001; 29(1): 36–41.
- Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 1980; 62(2): 259–270.
- Butler RJ, Lehr ME, Fink ML, Kiesel KB, Plisky PJ. Dynamic balance performance and non-contact lower extremity injury in college football players: an initial study. *Sports health* 2013; 5(5): 417–422.
- C Herman D, Zaremski JL, Vincent HK, Vincent KR. Effect of neurocognition and concussion on musculoskeletal injury risk. *Current sports medicine reports* 2015; 14(3): 194–199.
- Çabuk H, Kuşku Çabuk F. Mechanoreceptors of the ligaments and tendons around the knee. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)* 2016; 29(6): 789–795.
- Cañas J, Quesada JF, Antolí A, Fajardo I. Cognitive flexibility and adaptability to environmental changes in dynamic complex problem-solving tasks. *Ergonomics* 2003; 46(5): 482–501.
- Carroll JB. *Human cognitive abilities. A survey of factor-analytic studies.* Cambridge Univ. Press, 1993.
- Cernich A, Reeves D, Sun W, Bleiberg J. Automated Neuropsychological Assessment Metrics sports medicine battery. *Archives of clinical neuropsychology : the official journal of the National Academy of Neuropsychologists* 2007; 22 Suppl 1: S101-14.
- Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2003; 11(5): 307–311.
- Cham R, Redfern MS. Lower extremity corrective reactions to slip events. *Journal of biomechanics* 2001; 34(11): 1439–1445.

- Chandrashekar N, Slauterbeck J, Hashemi J. Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry: a cadaveric study. *The American journal of sports medicine* 2005; 33(10): 1492–1498.
- Chaudhari AMW, Zelman EA, Flanigan DC, Kaeding CC, Nagaraja HN. Anterior cruciate ligament-injured subjects have smaller anterior cruciate ligaments than matched controls: a magnetic resonance imaging study. *The American journal of sports medicine* 2009; 37(7): 1282–1287.
- Chinnasee C, Weir G, Sasimontongkul S, Alderson J, Donnelly C. A Biomechanical Comparison of Single-Leg Landing and Unplanned Sidestepping. *International journal of sports medicine* 2018; 39(8): 636–645.
- Cinque ME, Dornan GJ, Chahla J, Moatshe G, LaPrade RF. High Rates of Osteoarthritis Develop After Anterior Cruciate Ligament Surgery: An Analysis of 4108 Patients. *The American journal of sports medicine* 2018; 46(8): 2011–2019.
- Clarke SB, Kenny IC, Harrison AJ. Dynamic knee joint mechanics after anterior cruciate ligament reconstruction. *Medicine and science in sports and exercise* 2015; 47(1): 120–127.
- Cochrane JL, Lloyd DG, Besier TF, Elliott BC, Doyle TLA, Ackland TR. Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Medicine and science in sports and exercise* 2010; 42(8): 1535–1544.
- Cochrane JL, Lloyd DG, Butfield A, Seward H, McGivern J. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *Journal of science and medicine in sport* 2007; 10(2): 96–104.
- Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR. Lower limb stability with ACL impairment. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 1999; 29(8): 444-51; discussion 452-4.
- Collins JD, Almonroeder TG, Ebersole KT, O'Connor KM. The effects of fatigue and anticipation on the mechanics of the knee during cutting in female athletes. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2016; 35: 62–67.
- Crowe SF. The differential contribution of mental tracking, cognitive flexibility, visual search, and motor speed to performance on parts A and B of the trail making test. *J. Clin. Psychol.* 1998; 54(5): 585–591.
- Culvenor AG, Alexander BC, Clark RA, Collins NJ, Ageberg E, Morris HG, Whitehead TS, Crossley KM. Dynamic Single-Leg Postural Control Is Impaired Bilaterally Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Implications for Reinjury Risk. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2016; 46(5): 357–364.
- Dai B, Cook RF, Meyer EA, Sciascia Y, Hinshaw TJ, Wang C, Zhu Q. The effect of a secondary cognitive task on landing mechanics and jump performance. *Sports biomechanics* 2017; 1–14.

- Dai B, Mao D, Garrett WE, Yu B. Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal of Sport and Health Science* 2014; 3(4): 299–306.
- Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR. Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *The American journal of sports medicine* 1994; 22(5): 632–644.
- Davies GJ, McCarty E, Provencher M, Manske RC. ACL Return to Sport Guidelines and Criteria. *Current reviews in musculoskeletal medicine* 2017; 10(3): 307–314.
- Demirakca T, Cardinale V, Dehn S, Ruf M, Ende G. The Exercising Brain: Changes in Functional Connectivity Induced by an Integrated Multimodal Cognitive and Whole-Body Coordination Training. *Neural plasticity* 2016; 2016: 8240894.
- Denti M, Randelli P, Lo Vetere D, Moioli M, Bagnoli I, Cawley PW. Motor control performance in the lower extremity: normals vs. anterior cruciate ligament reconstructed knees 5-8 years from the index surgery. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2000; 8(5): 296–300.
- Di Russo F, Bultrini A, Brunelli S, Delussu AS, Polidori L, Taddei F, Traballes M, Spinelli D. Benefits of sports participation for executive function in disabled athletes. *Journal of neurotrauma* 2010; 27(12): 2309–2319.
- Diamond A. Executive functions. *Annual review of psychology* 2013; 64: 135–168.
- Dibonaventura MD, Gupta S, McDonald M, Sadosky A, Pettitt D, Silverman S. Impact of self-rated osteoarthritis severity in an employed population: cross-sectional analysis of data from the national health and wellness survey. *Health and quality of life outcomes* 2012; 10: 30.
- Dicus JR, Seegmiller JG. Unanticipated ankle inversions are significantly different from anticipated ankle inversions during drop landings: overcoming anticipation bias. *Journal of Applied Biomechanics* 2012; 28(2): 148–155.
- Dierks TA, Manal KT, Hamill J, Davis IS. Proximal and distal influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain during a prolonged run. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2008; 38(8): 448–456.
- Dimoska-Di Marco A, McDonald S, Kelly M, Tate R, Johnstone S. A meta-analysis of response inhibition and Stroop interference control deficits in adults with traumatic brain injury (TBI). *Journal of clinical and experimental neuropsychology* 2011; 33(4): 471–485.
- Dingenen B, Janssens L, Claes S, Bellemans J, Staes FF. Postural stability deficits during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament reconstructed subjects. *Human movement science* 2015; 41: 46–58.
- Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. Testing single and double limb standing balance performance: comparison of COP path length evaluation between two devices. *Gait & posture* 2012; 36(3): 439–443.

- Donnelly CJ, Elliott BC, Doyle TLA, Finch CF, Dempsey AR, Lloyd DG. Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football. *British journal of sports medicine* 2012; 46(13): 917–922.
- Draganich LF, Vahey JW. An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *J. Orthop. Res.* 1990; 8(1): 57–63.
- Dürselen L, Claes L, Kiefer H. The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *The American journal of sports medicine* 1995; 23(1): 129–136.
- Eiling E, Bryant AL, Petersen W, Murphy A, Hohmann E. Effects of menstrual-cycle hormone fluctuations on musculotendinous stiffness and knee joint laxity. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2007; 15(2): 126–132.
- Elena Losina, Rochelle P. Walensky, Holly L. Holt, William M Reichmann. TEN MILLION QUALITY ADJUSTED LIFE YEARS LOST DUE TO KNEE OSTEOARTHRITIS IN THE US ELDERLY POPULATION: THE ROLE OF OBESITY. *Arthritis & Rheumatology; Conference: The 30th Annual Meeting of the Society for Medical Decision Making* 2008.
- Erickson BJ, Harris JD, Cvetanovich GL, Bach BR, Bush-Joseph CA, Abrams GD, Gupta AK, McCormick FM, Cole BJ. Performance and Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Male Major League Soccer Players. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2013; 1(2): 2325967113497189.
- Erickson BJ, Harris JD, Heninger JR, Frank R, Bush-Joseph CA, Verma NN, Cole BJ, Bach BR. Performance and return-to-sport after ACL reconstruction in NFL quarterbacks. *Orthopedics* 2014; 37(8): e728-34.
- Erlanger D, Feldman D, Kutner K, Kaushik T, Kroger H, Festa J, Barth J, Freeman J, Broshek D. Development and validation of a web-based neuropsychological test protocol for sports-related return-to-play decision-making. *Archives of clinical neuropsychology : the official journal of the National Academy of Neuropsychologists* 2003; 18(3): 293–316.
- Erlanger D, Saliba E, Barth J, Almquist J, Webright W, Freeman J. Monitoring Resolution of Postconcussion Symptoms in Athletes: Preliminary Results of a Web-Based Neuropsychological Test Protocol. *Journal of athletic training* 2001; 36(3): 280–287.
- Ernst GP, Saliba E, Diduch DR, Hurwitz SR, Ball DW. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy* 2000; 80(3): 251–260.
- Falck RS, Best JR, Davis JC, Liu-Ambrose T. The Independent Associations of Physical Activity and Sleep with Cognitive Function in Older Adults. *Journal of Alzheimer's disease : JAD* 2018; 63(4): 1469–1484.
- Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 2007; 39(2): 175–191.
- Fehlmann B, Jokeit H. The Stroop-Interference-NoGo-Test (STING): A Fast Screening Tool for the Global Assessment of Neuropsychological Impairments. *Neurology International Open* 2017; 1(02): E98-E106.

- Feller JA, Webster KE. A randomized comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine* 2003; 31(4): 564–573.
- Fernández-Jaén T, López-Alcorocho JM, Rodríguez-Iñigo E, Castellán F, Hernández JC, Guillén-García P. The Importance of the Intercondylar Notch in Anterior Cruciate Ligament Tears. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2015; 3(8): 2325967115597882.
- Finley JM, Dhafer YY, Perreault EJ. Contributions of feed-forward and feedback strategies at the human ankle during control of unstable loads. *Experimental brain research* 2012; 217(1): 53–66.
- Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner RS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2001; 31(10): 588–597.
- Fong DT-P, Lam M-H, Lai P-K, Yung PS-H, Fung K-Y, Chan K-M. Effect of anticipation on knee kinematics during a stop-jump task. *Gait & posture* 2014; 39(1): 75–79.
- Ford KR, Myer GD, Schmitt LC, Uhl TL, Hewett TE. Preferential Quadriceps Activation in Female Athletes With Incremental Increases in Landing Intensity. *Journal of Applied Biomechanics* 2011; 27(3): 215–222.
- Fransz DP, Huurnink A, Boode VA de, Kingma I, van Dieën JH. Time series of ground reaction forces following a single leg drop jump landing in elite youth soccer players consist of four distinct phases. *Gait & posture* 2016; 50: 137–144.
- Freitas Cardoso MG de, Faleiro RM, Paula JJ de, Kummer A, Caramelli P, Teixeira AL, Souza LC de, Miranda AS. Cognitive Impairment Following Acute Mild Traumatic Brain Injury. *Frontiers in neurology* 2019; 10: 198.
- Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 1982; 64(2): 258–264.
- Fung DT, Zhang L-Q. Modeling of ACL impingement against the intercondylar notch. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2003; 18(10): 933–941.
- Gabler CM, Jacobs CA, Howard JS, Mattacola CG, Johnson DL. Comparison of Graft Failure Rate Between Autografts Placed via an Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Technique: A Systematic Review, Meta-analysis, and Meta-regression. *The American journal of sports medicine* 2016; 44(4): 1069–1079.
- Gagnier JJ, Morgenstern H, Chess L. Interventions designed to prevent anterior cruciate ligament injuries in adolescents and adults: a systematic review and meta-analysis. *The American journal of sports medicine* 2013; 41(8): 1952–1962.
- Gathercole. Cognitive approaches to the development of short-term memory. *Trends in cognitive sciences* 1999; 3(11): 410–419.
- Gevins A. High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory. Effects of task difficulty, type of processing, and practice. *Cerebral Cortex* 1997; 7(4): 374–385.

- Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *Journal of science and medicine in sport* 2009; 12(6): 622–627.
- Giesche F, Engeroff T, Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W. Neurophysiological correlates of motor planning and movement initiation in ACL-reconstructed individuals: a case-control study. *BMJ open* 2018; 8(9): e023048.
- Giffin JR, Vogrin TM, Zantop T, Woo SLY, Harner CD. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. *The American journal of sports medicine* 2004; 32(2): 376–382.
- Gilbert FC, Burdette GT, Joyner AB, Llewellyn TA, Buckley TA. Association Between Concussion and Lower Extremity Injuries in Collegiate Athletes. *Sports health* 2016; 8(6): 561–567.
- Gokeler A, Seil R, Kerkhoffs G, Verhagen E. A novel approach to enhance ACL injury prevention programs. *Journal of experimental orthopaedics* 2018; 5(1): 22.
- Granat L-P, Bahr R, Steindal K, Furnes O, Engebretsen L. Development of a national cruciate ligament surgery registry: the Norwegian National Knee Ligament Registry. *The American journal of sports medicine* 2008; 36(2): 308–315.
- Gregory RW, Robertson MI. The Validity of the Zebris FDM System for Measuring Static Balance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2017; 49: 683.
- Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston L, Ireland ML, Johnson RJ, Kibler WB, Lephart S, Lewis JL, Lindenfeld TN, Mandelbaum BR, Marchak P, Teitz CC, Wojtys EM. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2000; 8(3): 141–150.
- Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, Demaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE, Hannafin JA, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Marks PH, Marshall SW, Myklebust G, Noyes FR, Powers C, Shields C, Shultz SJ, Silvers H, Slauterbeck J, Taylor DC, Teitz CC, Wojtys EM, Yu B. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American journal of sports medicine* 2006; 34(9): 1512–1532.
- Grindem H, Eitzen I, Moksnes H, Snyder-Mackler L, Risberg MA. A pair-matched comparison of return to pivoting sports at 1 year in anterior cruciate ligament-injured patients after a nonoperative versus an operative treatment course. *The American journal of sports medicine* 2012; 40(11): 2509–2516.
- Grindem H, Snyder-Mackler L, Moksnes H, Engebretsen L, Risberg MA. Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *British journal of sports medicine* 2016; 50(13): 804–808.
- Grooms D, Appelbaum G, Onate J. Neuroplasticity following anterior cruciate ligament injury. A framework for visual-motor training approaches in rehabilitation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2015a; 45(5): 381–393.

- Grooms DR, Kiefer AW, Riley MA, Ellis JD, Thomas S, Kitchen K, DiCesare CA, Bonnette S, Gadd B, Barber Foss KD, Yuan W, Silva P, Galloway R, Diekfuss JA, Leach J, Berz K, Myer GD. Brain-Behavior Mechanisms for the Transfer of Neuromuscular Training Adaptions to Simulated Sport: Initial Findings From the Train the Brain Project. *Journal of sport rehabilitation* 2018; 27(5): 1–5.
- Grooms DR, Onate JA. Neuroscience Application to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention. *Sports health* 2015.
- Grooms DR, Onate JA. Neuroscience Application to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention. *Sports health* 2016; 8(2): 149–152.
- Grooms DR, Page SJ, Onate JA. Brain Activation for Knee Movement Measured Days Before Second Anterior Cruciate Ligament Injury: Neuroimaging in Musculoskeletal Medicine. *Journal of athletic training* 2015b; 50(10): 1005–1010.
- Hashemi J, Chandrashekar N, Gill B, Beynnon BD, Slauterbeck JR, Schutt RC, Mansouri H, Dabezies E. The geometry of the tibial plateau and its influence on the biomechanics of the tibiofemoral joint. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2008; 90(12): 2724–2734.
- Heiderscheit BC, Hamill J, Caldwell GE. Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2000; 30(5): 271–278.
- Heinert BL, Kernozek TW, Greany JF, Fater DC. Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. *Journal of sport rehabilitation* 2008; 17(3): 243–256.
- Heitz RP. The speed-accuracy tradeoff: history, physiology, methodology, and behavior. *Frontiers in neuroscience* 2014; 8: 150.
- Herman DC, Barth JT. Drop-Jump Landing Varies With Baseline Neurocognition: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk and Prevention. *The American journal of sports medicine* 2016; 44(9): 2347–2353.
- Heroux ME, Tremblay F. Corticomotor excitability associated with unilateral knee dysfunction secondary to anterior cruciate ligament injury. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2006; 14(9): 823–833.
- Herzog MM, Marshall SW, Lund JL, Pate V, Spang JT. Cost of Outpatient Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Among Commercially Insured Patients in the United States, 2005-2013. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2017; 5(1).
- Hewett TE. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. Strategies for intervention. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 2000; 29(5): 313–327.
- Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. UNDERSTANDING AND PREVENTING ACL INJURIES: CURRENT BIOMECHANICAL AND EPIDEMIOLOGIC CONSIDERATIONS - UPDATE 2010. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT* 2010; 5(4): 234–251.

- Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *The American journal of sports medicine* 2006; 34(3): 490–498.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Reducing knee and anterior cruciate ligament injuries among female athletes: a systematic review of neuromuscular training interventions. *The journal of knee surgery* 2005a; 18(1): 82–88.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, 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. *The American journal of sports medicine* 2005b; 33(4): 492–501.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Quatman CE. Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *J. Orthop. Res.* 2016; 34(11): 1843–1855.
- Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia* 2007a; 11(5): 452–459.
- Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British journal of sports medicine* 2009; 43(6): 417–422.
- Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD. Effects of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *The American journal of sports medicine* 2007b; 35(4): 659–668.
- Hicks-Little CA, Thatcher JR, Hauth JM, Goldfuss AJ, Cordova ML. Menstrual cycle stage and oral contraceptive effects on anterior tibial displacement in collegiate female athletes. *The Journal of sports medicine and physical fitness* 2007; 47(2): 255–260.
- Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Contralateral limb strength deficits after anterior cruciate ligament reconstruction using a hamstring tendon graft. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2007; 22(5): 543–550.
- Higashihara A, Nagano Y, Ida H, Nakazawa K. NEUROMUSCULAR RESPONSES OF THE HAMSTRING MUSCLES DURING UNANTICIPATED TRUNK PERTURBATIONS. *British journal of sports medicine* 2017; 51(4): 330.1-330.
- Hintze JL. *Power analysis and sample size system (PASS) for windows User's Guide I.* NCSS. USA: Utah, Kaysville. 2008.
- Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports. Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of athletic training* 2007; 42(2): 311–319.
- Hopkins JT, Brown TN, Christensen L, Palmieri-Smith RM. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *J. Orthop. Res.* 2009; 27(12): 1541–1546.

- Houck JR, Haven KE de, Maloney M. Influence of anticipation on movement patterns in subjects with ACL deficiency classified as noncopers. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2007; 37(2): 56–64.
- Hsu C-J, George SZ, Chmielewski TL. Association of Quadriceps Strength and Psychosocial Factors With Single-Leg Hop Performance in Patients With Meniscectomy. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2016; 4(12): 2325967116676078.
- Huijgen BC, Leemhuis S, Kok NM, Verburch L, Oosterlaan J, Elferink-Gemser MT, Visscher C, Elferink-Gemser MT. Cognitive Functions in Elite and Sub-Elite Youth Soccer Players Aged 13 to 17 Years. *PloS one* 2015; 10(12): e0144580.
- Hutchison M, Comper P, Mainwaring L, Richards D. The influence of musculoskeletal injury on cognition: implications for concussion research. *The American journal of sports medicine* 2011; 39(11): 2331–2337.
- Iguchi J, Tateuchi H, Taniguchi M, Ichihashi N. The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during unanticipated side-step cutting. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2014; 22(1): 41–48.
- Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med* 2008; 27(3): 383-404, vii.
- Ireland ML. The female ACL. Why is it more prone to injury? *Journal of orthopaedics* 2016; 13(2): A1-4.
- Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *J Athl Train* 2007; 42(1): 76–83.
- Jain N, Murray D, Kemp S, Calder J. Frequency and trends in foot and ankle injuries within an English Premier League Football Club using a new impact factor of injury to identify a focus for injury prevention. *Foot and ankle surgery : official journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons* 2014; 20(4): 237–240.
- Jakobsen MD, Sundstrup E, Krstrup P, Aagaard P. The effect of recreational soccer training and running on postural balance in untrained men. *European journal of applied physiology* 2011; 111(3): 521–530.
- Jensen RL. Reliability of time to stabilization in single leg standing. In *Proceedings of the XXVII Conference of the International* 2009: 346–349.
- Joseph AM, Collins CL, Henke NM, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *Journal of athletic training* 2013; 48(6): 810–817.
- Kahneman D. *Attention and effort*. Prentice Hall, 1973.
- Kajiwara M, Kanamori A, Kadone H, Endo Y, Kobayashi Y, Hyodo K, Takahashi T, Arai N, Taniguchi Y, Yoshioka T, Yamazaki M. Knee biomechanics changes under dual task during single-leg drop landing. *Journal of experimental orthopaedics* 2019; 6(1): 5.

- Kaplan Y. Identifying individuals with an anterior cruciate ligament-deficient knee as copers and noncopers: a narrative literature review. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2011; 41(10): 758–766.
- Kapreli E, Athanasopoulos S, Gliatis J, Papathanasiou M, Peeters R, Strimpakos N, van Hecke P, Gouliamos A, Sunaert S. Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity: a functional MRI study. *The American journal of sports medicine* 2009a; 37(12): 2419–2426.
- Kapreli E, Athanasopoulos S, Gliatis J, Papathanasiou M, Peeters R, Strimpakos N, van Hecke P, Gouliamos A, Sunaert S. Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity. A functional MRI study. *The American journal of sports medicine* 2009b; 37(12): 2419–2426.
- Khalid AJ, Harris SI, Michael L, Joseph H, Qu X. Effects of neuromuscular fatigue on perceptual-cognitive skills between genders in the contribution to the knee joint loading during side-stepping tasks. *Journal of sports sciences* 2015; 33(13): 1322–1331.
- Kiefer AW, DiCesare C, Bonnette S, Kitchen K, Gadd B, Thomas S, Barber Foss KD, Myer GD, Riley MA, Silva P. Sport-specific virtual reality to identify profiles of anterior cruciate ligament injury risk during unanticipated cutting. In: *Virtual Rehabilitation (ICVR), 2017 International Conference on*. 19-22 June 2017. IEEE, 2017?: 1–8.
- Kim AS, Needle AR, Thomas SJ, Higginson CI, Kaminski TW, Swanik CB. A sex comparison of reactive knee stiffness regulation strategies under cognitive loads. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2016; 35: 86–92.
- Kim JH, Lee K-K, Kong SJ, An KO, Jeong JH, Lee YS. Effect of Anticipation on Lower Extremity Biomechanics During Side- and Cross-Cutting Maneuvers in Young Soccer Players. *The American journal of sports medicine* 2014; 42(8): 1985–1992.
- Kingma I, Aalbersberg S, van Dieën JH. Are hamstrings activated to counteract shear forces during isometric knee extension efforts in healthy subjects? *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2004; 14(3): 307–315.
- Kipp K, Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Decision making and experience level influence frontal plane knee joint biomechanics during a cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics* 2013; 29(6): 756–762.
- Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, Miyashita K, Okado T, Shimizu T, Yokoe K. Mechanisms of the Anterior Cruciate Ligament Injury in Sports Activities: A Twenty-Year Clinical Research of 1,700 Athletes. *Journal of sports science & medicine* 2010; 9(4): 669–675.
- Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ. Reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm knee scale for various chondral disorders of the knee. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2004; 86-A(6): 1139–1145.
- 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. *The American journal of sports medicine* 2010; 38(11): 2218–2225.
- Komi PV, Gollhofer A. Stretch Reflexes Can Have an Important Role in Force Enhancement during SSC Exercise. *Journal of Applied Biomechanics* 1997; 13(4): 451–460.
- Kortte KB, Horner MD, Windham WK. The trail making test, part B: cognitive flexibility or ability to maintain set? *Applied neuropsychology* 2002; 9(2): 106–109.
- Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, Hewett TE, Bahr R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball. Video analysis of 39 cases. *The American journal of sports medicine* 2007; 35(3): 359–367.
- Kuenze CM, Foot N, Saliba SA, Hart JM. Drop-Landing Performance and Knee-Extension Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Athl Train* 2015a; 50(6): 596–602.
- Kuenze CM, Hertel J, Weltman A, Diduch D, Saliba SA, Hart JM. Persistent neuromuscular and corticomotor quadriceps asymmetry after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of athletic training* 2015b; 50(3): 303–312.
- Kyritsis P, Bahr R, Landreau P, Miladi R, Witvrouw E. Likelihood of ACL graft rupture. Not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British journal of sports medicine* 2016; 50(15): 946–951.
- LaBella CR, Hennrikus W, Hewett TE. Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. *Pediatrics* 2014; 133(5): e1437-50.
- Lacreuse A, Verreault M, Herndon JG. Fluctuations in spatial recognition memory across the menstrual cycle in female rhesus monkeys. *Psychoneuroendocrinology* 2001; 26(6): 623–639.
- Lai CCH, Ardern CL, Feller JA, Webster KE. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. *British journal of sports medicine* 2018; 52(2): 128–138.
- Lapointe AP, Nolasco LA, Sosnowski A, Andrews E, Martini DN, Palmieri-Smith RM, Gates DH, Broglio SP. Kinematic differences during a jump cut maneuver between individuals with and without a concussion history. *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology* 2018; 132(Pt A): 93–98.
- Lee MJC, Lloyd DG, Lay BS, Bourke PD, Alderson JA. Effects of different visual stimuli on postures and knee moments during sidestepping. *Medicine and science in sports and exercise* 2013; 45(9): 1740–1748.
- Lee PH, Macfarlane DJ, Lam TH, Stewart SM. Validity of the International Physical Activity Questionnaire Short Form (IPAQ-SF): a systematic review. *The international journal of behavioral nutrition and physical activity* 2011; 8: 115.
- Lehmann T, Paschen L, Baumeister J. Single-Leg Assessment of Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Injury: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports medicine - open* 2017; 3(1): 32.

- Lepley AS, Gribble PA, Thomas AC, Tevald MA, Sohn DH, Pietrosimone BG. Quadriceps neural alterations in anterior cruciate ligament reconstructed patients: A 6-month longitudinal investigation. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2015; 25(6): 828–839.
- Lepley LK. Deficits in Quadriceps Strength and Patient-Oriented Outcomes at Return to Activity After ACL Reconstruction: A Review of the Current Literature. *Sports health* 2015; 7(3): 231–238.
- Leukel C, Taube W, Lorch M, Gollhofer A. Changes in predictive motor control in drop-jumps based on uncertainties in task execution. *Human movement science* 2012; 31(1): 152–160.
- Li Z, Liang Y-Y, Wang L, Sheng J, Ma S-J. Reliability and validity of center of pressure measures for balance assessment in older adults. *Journal of physical therapy science* 2016; 28(4): 1364–1367.
- Lindenfeld TN, Schmitt DJ, Hendy MP, Mangine RE, Noyes FR. Incidence of injury in indoor soccer. *The American journal of sports medicine* 1994; 22(3): 364–371.
- Linko E, Harilainen A, Malmivaara A, Seitsalo S. Surgical versus conservative interventions for anterior cruciate ligament ruptures in adults. *The Cochrane database of systematic reviews* 2005(2): CD001356.
- Little T, Williams AG. Specificity of acceleration, maximum speed, and agility in professional soccer players. *Journal of strength and conditioning research* 2005; 19(1): 76–78.
- Liu H, Wu T. Sample Size Calculation and Power Analysis of Time-Averaged Difference. *J. Mod. App. Stat. Meth.* 2005; 4(2): 434–445.
- Lloyd DG. Rationale for training programs to reduce anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2001; 31(11): 645-54; discussion 661.
- Logan GD, van Zandt T, Verbruggen F, Wagenmakers E-J. On the ability to inhibit thought and action: general and special theories of an act of control. *Psychological review* 2014; 121(1): 66–95.
- Logerstedt D, Grindem H, Lynch A, Eitzen I, Engebretsen L, Risberg MA, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Single-legged hop tests as predictors of self-reported knee function after anterior cruciate ligament reconstruction. The Delaware-Oslo ACL cohort study. *The American journal of sports medicine* 2012; 40(10): 2348–2356.
- Lopes TJA, Simic M, Myer GD, Ford KR, Hewett TE, Pappas E. The Effects of Injury Prevention Programs on the Biomechanics of Landing Tasks: A Systematic Review With Meta-analysis. *The American journal of sports medicine* 2018; 46(6): 1492–1499.
- Luc B, Gribble PA, Pietrosimone BG. Osteoarthritis prevalence following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and numbers-needed-to-treat analysis. *J Athl Train* 2014; 49(6): 806–819.

- Lynall RC, Blackburn JT, Guskiewicz KM, Marshall SW, Plummer P, Mihalik JP. Reaction Time and Joint Kinematics During Functional Movement in Recently Concussed Individuals. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2018; 99(5): 880–886.
- Lynall RC, Mauntel TC, Padua DA, Mihalik JP. Acute Lower Extremity Injury Rates Increase after Concussion in College Athletes. *Medicine and science in sports and exercise* 2015; 47(12): 2487–2492.
- Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *The American journal of sports medicine* 1982; 10(3): 150–154.
- Mache MA, Hoffman MA, Hannigan K, Golden GM, Pavol MJ. Effects of decision making on landing mechanics as a function of task and sex. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2013; 28(1): 104–109.
- Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European journal of applied physiology* 2016; 116(6): 1091–1116.
- Magill RA. *Motor learning and control. Concepts and applications*. McGraw-Hill, 2011.
- Mahajan PS, Chandra P, Negi VC, Jayaram AP, Hussein SA. Smaller anterior cruciate ligament diameter is a predictor of subjects prone to ligament injuries: an ultrasound study. *BioMed research international* 2015; 2015: 845689.
- Majewski M, Susanne H, Klaus S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee* 2006; 13(3): 184–188.
- Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J. Orthop. Res.* 1995; 13(6): 930–935.
- Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC. In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 1978; 60(5): 664–674.
- Markolf KL, O'Neill G, Jackson SR, McAllister DR. Effects of applied quadriceps and hamstrings muscle loads on forces in the anterior and posterior cruciate ligaments. *The American journal of sports medicine* 2004; 32(5): 1144–1149.
- Martini DN, Broglio SP. Long-term effects of sport concussion on cognitive and motor performance: A review. *International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology* 2018; 132(Pt A): 25–30.
- Maruff P, Thomas E, Cysique L, Brew B, Collie A, Snyder P, Pietrzak RH. Validity of the CogState brief battery. Relationship to standardized tests and sensitivity to cognitive impairment in mild traumatic brain injury, schizophrenia, and AIDS dementia complex. *Archives of clinical neuropsychology : the official journal of the National Academy of Neuropsychologists* 2009; 24(2): 165–178.

- Mather RC, Koenig L, Kocher MS, Dall TM, Gallo P, Scott DJ, Bach BR, Spindler KP. Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2013; 95(19): 1751–1759.
- Matsumoto A, Yoshiya S, Muratsu H, Yagi M, Iwasaki Y, Kurosaka M, Kuroda R. A comparison of bone-patellar tendon-bone and bone-hamstring tendon-bone autografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine* 2006; 34(2): 213–219.
- McInnes K, Friesen CL, MacKenzie DE, Westwood DA, Boe SG. Mild Traumatic Brain Injury (mTBI) and chronic cognitive impairment: A scoping review. *PloS one* 2017; 12(4): e0174847.
- McLean SG, Borotikar B, Lucey SM. Lower limb muscle pre-motor time measures during a choice reaction task associate with knee abduction loads during dynamic single leg landings. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2010a; 25(6): 563–569.
- McLean SG, Huang X, Su A, van den Bogert AJ. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2004; 19(8): 828–838.
- McLean SG, Lucey SM, Rohrer S, Brandon C. Knee joint anatomy predicts high-risk in vivo dynamic landing knee biomechanics. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2010b; 25(8): 781–788.
- McLean SG, Oh YK, Palmer ML, Lucey SM, Lucarelli DG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. The relationship between anterior tibial acceleration, tibial slope, and ACL strain during a simulated jump landing task. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2011; 93(14): 1310–1317.
- McLean SG, Samorezov JE. Fatigue-induced ACL injury risk stems from a degradation in central control. *Medicine and science in sports and exercise* 2009; 41(8): 1661–1672.
- Meeuwisse WH. Assessing Causation in Sport Injury. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 1994; 4(3): 166–170.
- Meinerz CM, Malloy P, Geiser CF, Kipp K. Anticipatory Effects on Lower Extremity Neuro-mechanics During a Cutting Task. *Journal of athletic training* 2015; 50(9): 905–913.
- Meltzer JA, Zaveri HP, Goncharova II, Distasio MM, Papademetris X, Spencer SS, Spencer DD, Constable RT. Effects of working memory load on oscillatory power in human intracranial EEG. *Cerebral cortex (New York, N.Y. : 1991)* 2008; 18(8): 1843–1855.
- Meyer EG, Haut RC. Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *Journal of biomechanics* 2008; 41(16): 3377–3383.
- Millikan N, Grooms DR, Hoffman B, Simon JE. The Development and Reliability of Four Clinical Neurocognitive Single-leg Hop Tests: Implications for Return to Activity Decision Making. *Journal of sport rehabilitation* 2018; 1–26.
- Miyake A, Friedman NP, Emerson MJ, Witzki AH, Howerter A, Wager TD. The unity and diversity of executive functions and their contributions to complex "Frontal Lobe" tasks. A latent variable analysis. *Cognitive psychology* 2000; 41(1): 49–100.

- Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao EY. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J. Orthop. Res.* 2001; 19(5): 834–840.
- Mohamed EE, Useh U, Mtshali BF. Q-angle, Pelvic width, and Intercondylar notch width as predictors of knee injuries in women soccer players in South Africa. *African health sciences* 2012; 12(2): 174–180.
- Mohtadi NG, Chan DS. Return to Sport-Specific Performance After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *The American journal of sports medicine* 2018; 46(13): 3307–3316.
- Mohtadi NG, Chan DS, Dainty KN, Whelan DB. Patellar tendon versus hamstring tendon autograft for anterior cruciate ligament rupture in adults. *The Cochrane database of systematic reviews* 2011(9): CD005960.
- Mokha M, Wilkerson GB. Neurocognitive Reaction Time Predicts Lower Extremity Sprains and Strains. *International Journal of Athletic Therapy and Training* 2012; 17(6): 4–9.
- Monfort SM, Comstock RD, Collins CL, Onate JA, Best TM, Chaudhari AMW. Association between ball-handling versus defending actions and acute noncontact lower extremity injuries in high school basketball and soccer. *The American journal of sports medicine* 2015; 43(4): 802–807.
- Moses B, Orchard J, Orchard J. Systematic review: Annual incidence of ACL injury and surgery in various populations. *Research in sports medicine (Print)* 2012; 20(3-4): 157–179.
- Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Liu C, Nick TG, Hewett TE. The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 2009; 19(1): 3–8.
- Nagai T, Sell TC, House AJ, Abt JP, Lephart SM. Knee proprioception and strength and landing kinematics during a single-leg stop-jump task. *J Athl Train* 2013; 48(1): 31–38.
- Nee DE, Wager TD, Jonides J. Interference resolution: insights from a meta-analysis of neuroimaging tasks. *Cognitive, affective & behavioral neuroscience* 2007; 7(1): 1–17.
- Needle AR, Lepley AS, Grooms DR. Central Nervous System Adaptation After Ligamentous Injury. A Summary of Theories, Evidence, and Clinical Interpretation. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 2017; 47(7): 1271–1288.
- Nguyen A-D, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2007; 37(7): 389–398.
- Nicolini AP, Carvalho RT de, Matsuda MM, Sayum JF, Cohen M. Common injuries in athletes' knee: experience of a specialized center. *Acta ortopedica brasileira* 2014; 22(3): 127–131.

- Niederer D, Engeroff T, Wilke J, Vogt L, Banzer W. Return to play, performance, and career duration after anterior cruciate ligament rupture: A case-control study in the five biggest football nations in Europe. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2018; 28(10): 2226–2233.
- Nigg JT. On inhibition/disinhibition in developmental psychopathology: views from cognitive and personality psychology and a working inhibition taxonomy. *Psychological bulletin* 2000; 126(2): 220–246.
- Noble KG, Korgaonkar MS, Grieve SM, Brickman AM. Higher education is an age-independent predictor of white matter integrity and cognitive control in late adolescence. *Developmental science* 2013; 16(5): 653–664.
- Notarnicola A, Maccagnano G, Barletta F, Ascagnano L, Astuto L, Panella A, Tafuri S, Moretti B. Returning to sport after anterior cruciate ligament reconstruction in amateur sports men: a retrospective study. *Muscles, ligaments and tendons journal* 2017; 6(4): 486–491.
- Noyes FR, Barber-Westin SD. Neuromuscular retraining intervention programs: do they reduce noncontact anterior cruciate ligament injury rates in adolescent female athletes? *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 2014; 30(2): 245–255.
- O'Connor JJ. Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 1993; 75(1): 41–48.
- Øiestad BE, Engebretsen L, Storheim K, Risberg MA. Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *The American journal of sports medicine* 2009; 37(7): 1434–1443.
- Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball. A systematic video analysis. *The American journal of sports medicine* 2004; 32(4): 1002–1012.
- Orishimo KF, Kremenec IJ, Mullaney MJ, McHugh MP, Nicholas SJ. Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2010; 18(11): 1587–1593.
- Orr B, Brown C, Hemsing J, McCormick T, Pound S, Otto D, Emery CA, Beaupre LA. Female soccer knee injury. Observed knowledge gaps in injury prevention among players/parents/coaches and current evidence (the KNOW study). *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2013; 23(3): 271–280.
- Otzel DM, Chow JW, Tillman MD. Long-term deficits in quadriceps strength and activation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine* 2015; 16(1): 22–28.
- Ozkaya G, Jung HR, Jeong IS, Choi MR, Shin MY, Lin X, Heo WS, Kim MS, Kim E, Lee K-K. Three-dimensional motion capture data during repetitive overarm throwing practice. *Scientific data* 2018; 5: 180272.

- Padua DA, DiStefano LJ. Sagittal Plane Knee Biomechanics and Vertical Ground Reaction Forces Are Modified Following ACL Injury Prevention Programs: A Systematic Review. *Sports health* 2009; 1(2): 165–173.
- Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal of sport rehabilitation* 2002; 11(1): 51–66.
- Palmieri-Smith RM, McLean SG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. *J Athl Train* 2009; 44(3): 256–263.
- Palmieri-Smith RM, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Association between preparatory muscle activation and peak valgus knee angle. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 2008; 18(6): 973–979.
- Panjwani T, Mok YR, Wong KL, Chan CX, Toh SJ, Krishna L. The presence of concomitant intra-articular injuries and bone bruise does not affect pre-operative knee pain and symptoms in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2018.
- Paschos NK. Anterior cruciate ligament reconstruction and knee osteoarthritis. *World journal of orthopedics* 2017; 8(3): 212–217.
- Paterno MV, Flynn K, Thomas S, Schmitt LC. Self-Reported Fear Predicts Functional Performance and Second ACL Injury After ACL Reconstruction and Return to Sport: A Pilot Study. *Sports health* 2018; 10(3): 228–233.
- Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 2007; 17(4): 258–262.
- Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 2012; 22(2): 116–121.
- Paterno MV, Rauh MJ, Schmitt LC, Ford KR, Hewett TE. Incidence of Second ACL Injuries 2 Years After Primary ACL Reconstruction and Return to Sport. *The American journal of sports medicine* 2014; 42(7): 1567–1573.
- Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, Hewett TE. 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* 2010; 38(10): 1968–1978.
- Perneger TV. What's wrong with Bonferroni adjustments. *BMJ* 1998; 316(7139): 1236–1238.

- Pflum MA, Shelburne KB, Torry MR, Decker MJ, Pandy MG. Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2004; 36(11): 1949–1958.
- Phillips SM, Sherwin BB. Variations in memory function and sex steroid hormones across the menstrual cycle. *Psychoneuroendocrinology* 1992; 17(5): 497–506.
- Pietrosimone B, Golightly YM, Mihalik JP, Guskiewicz KM. Concussion Frequency Associates with Musculoskeletal Injury in Retired NFL Players. *Medicine and science in sports and exercise* 2015a; 47(11): 2366–2372.
- Pietrosimone BG, Lepley AS, Ericksen HM, Clements A, Sohn DH, Gribble PA. Neural Excitability Alterations After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of athletic training* 2015b; 50(6): 665–674.
- Pietrosimone BG, Lepley AS, Ericksen HM, Gribble PA, Levine J. Quadriceps strength and corticospinal excitability as predictors of disability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of sport rehabilitation* 2013; 22(1): 1–6.
- Podraza JT, White SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *The Knee* 2010; 17(4): 291–295.
- Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clinical rehabilitation* 2000; 14(4): 402–406.
- Prodromos CC, 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. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 2007; 23(12): 1320-1325.e6.
- Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? *British journal of sports medicine* 2009; 43(5): 328–335.
- Quatman CE, Quatman-Yates CC, Hewett TE. A 'plane' explanation of anterior cruciate ligament injury mechanisms: a systematic review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 2010; 40(9): 729–746.
- Raven F, van der Zee EA, Meerlo P, Havekes R. The role of sleep in regulating structural plasticity and synaptic strength: Implications for memory and cognitive function. *Sleep medicine reviews* 2018; 39: 3–11.
- Register-Mihalik JK, Kontos DL, Guskiewicz KM, Mihalik JP, Conder R, Shields EW. Age-related differences and reliability on computerized and paper-and-pencil neurocognitive assessment batteries. *J Athl Train* 2012; 47(3): 297–305.
- Reid A, Birmingham TB, Stratford PW, Alcock GK, Giffin JR. Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy* 2007; 87(3): 337–349.

- Rekik RN, Tabben M, Eirale C, Landreau P, Bouras R, Wilson MG, Gillogly S, Bahr R, Chamari K. ACL injury incidence, severity and patterns in professional male soccer players in a Middle Eastern league. *BMJ Open Sport — Exercise Medicine* 2018; 4(1).
- Relph N, Herrington L, Tyson S. The effects of ACL injury on knee proprioception: a meta-analysis. *Physiotherapy* 2014; 100(3): 187–195.
- Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, Georgoulis T, Hewett TE, Johnson R, Krosshaug T, Mandelbaum B, Micheli L, Myklebust G, Roos E, Roos H, Schamasch P, Shultz S, Werner S, Wojtys E, Engebretsen L. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British journal of sports medicine* 2008; 42(6): 394–412.
- Renström P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *The American journal of sports medicine* 1986; 14(1): 83–87.
- Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of athletic training* 2002; 37(1): 71–79.
- Ristanis S, Stergiou N, Patras K, Vasiliadis HS, Giakas G, Georgoulis AD. Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association* 2005; 21(11): 1323–1329.
- Ritchie SJ, Bates TC, Deary IJ. Is Education Associated With Improvements in General Cognitive Ability, or in Specific Skills? *DEVELOPMENTAL PSYCHOLOGY* 2015; 51(5): 573–582.
- Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of athletic training* 2005; 40(4): 298–304.
- Rossini PM, Burke D, Chen R, Cohen LG, Daskalakis Z, Di Iorio R, Di Lazzaro V, Ferreri F, Fitzgerald PB, George MS, Hallett M, Lefaucheur JP, Langguth B, Matsumoto H, Miniussi C, Nitsche MA, Pascual-Leone A, Paulus W, Rossi S, Rothwell JC, Siebner HR, Ugawa Y, Walsh V, Ziemann U. Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* 2015; 126(6): 1071–1107.
- Rudroff T. Functional capability is enhanced with semitendinosus than patellar tendon ACL repair. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2003; 35(9): 1486–1492.
- Sadoghi P, Keudell A von, Vavken P. Effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention training programs. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2012; 94(9): 769–776.
- Sakamoto S, Takeuchi H, Ihara N, Ligao B, Suzukawa K. Possible requirement of executive functions for high performance in soccer. *PloS one* 2018; 13(8): e0201871.

- Sanchez-Cubillo I, Perianez JA, Adrover-Roig D, Rodriguez-Sanchez JM, Rios-Lago M, Tirapu J, Barcelo F. Construct validity of the Trail Making Test: role of task-switching, working memory, inhibition/interference control, and visuomotor abilities. *Journal of the International Neuropsychological Society* : JINS 2009: 15(3): 438–450.
- Sanders TL, Maradit Kremers H, Bryan AJ, Larson DR, Dahm DL, Levy BA, Stuart MJ, Krych AJ. Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears and Reconstruction: A 21-Year Population-Based Study. *The American journal of sports medicine* 2016: 44(6): 1502–1507.
- Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & posture* 2005: 21(1): 85–94.
- Scarpina F, Tagini S. The Stroop Color and Word Test. *Frontiers in psychology* 2017: 8: 557.
- Scerpella TA, Stayer TJ, Makhuli BZ. Ligamentous laxity and non-contact anterior cruciate ligament tears: a gender-based comparison. *Orthopedics* 2005: 28(7): 656–660.
- Schachar R, Logan GD, Robaey P, Chen S, Ickowicz A, Barr C. Restraint and cancellation: multiple inhibition deficits in attention deficit hyperactivity disorder. *Journal of abnormal child psychology* 2007: 35(2): 229–238.
- Schatz P, Pardini JE, Lovell MR, Collins MW, Podell K. Sensitivity and specificity of the ImpACT Test Battery for concussion in athletes. *Archives of clinical neuropsychology* : the official journal of the National Academy of Neuropsychologists 2006: 21(1): 91–99.
- Schilaty ND, Bates NA, Sanders TL, Krych AJ, Stuart MJ, Hewett TE. Incidence of Second Anterior Cruciate Ligament Tears (1990-2000) and Associated Factors in a Specific Geographic Locale. *The American journal of sports medicine* 2017: 45(7): 1567–1573.
- Schmitt LC, Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Strength Asymmetry and Landing Mechanics at Return to Sport after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Medicine and science in sports and exercise* 2015: 47(7): 1426–1434.
- Schuette HB, Kraeutler MJ, Houck DA, McCarty EC. Bone-Patellar Tendon-Bone Versus Hamstring Tendon Autografts for Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Overlapping Meta-analyses. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2017: 5(11): 2325967117736484.
- Schumacher N, Schmidt M, Wellmann K, Braumann K-M. General perceptual-cognitive abilities: Age and position in soccer. *PloS one* 2018: 13(8): e0202627.
- Sebastian A, Baldermann C, Feige B, Katzev M, Scheller E, Hellwig B, Lieb K, Weiller C, Tüscher O, Klöppel S. Differential effects of age on subcomponents of response inhibition. *Neurobiology of aging* 2013: 34(9): 2183–2193.
- Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai Y-S, Myers JB, Fu FH, Lephart SM. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *J. Orthop. Res.* 2007: 25(12): 1589–1597.

- Shaerf DA, Pastides PS, Sarraf KM, Willis-Owen CA. Anterior cruciate ligament reconstruction best practice: A review of graft choice. *World journal of orthopedics* 2014; 5(1): 23–29.
- Shafizadeh S, Jaecker V, Otchwemah R, Banerjee M, Naendrup J-H. Current status of ACL reconstruction in Germany. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2016; 136(5): 593–603.
- Shelbourne KD, Kerr B. The relationship of femoral intercondylar notch width to height, weight, and sex in patients with intact anterior cruciate ligaments. *The American journal of knee surgery* 2001; 14(2): 92–96.
- Shen L, Jin Z-G, Dong Q-R, Li L-B. Anatomical Risk Factors of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Chinese medical journal* 2018; 131(24): 2960–2967.
- Shibata S, Takemura M, Miyakawa S. The influence of differences in neurocognitive function on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during an unanticipated cutting motion. *Physical therapy research* 2018; 21(2): 44–52.
- Shinya M, Wada O, Yamada M, Ichihashi N, Oda S. The effect of choice reaction task on impact of single-leg landing. *Gait & posture* 2011; 34(1): 55–59.
- Shultz SJ, Perrin DH, Adams MJ, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Neuromuscular Response Characteristics in Men and Women After Knee Perturbation in a Single-Leg, Weight-Bearing Stance. *Journal of athletic training* 2001; 36(1): 37–43.
- Shultz SJ, Schmitz RJ. Tibial plateau geometry influences lower extremity biomechanics during landing. *The American journal of sports medicine* 2012; 40(9): 2029–2036.
- Shultz SJ, Schmitz RJ, Benjaminse A, Collins M, Ford K, Kulas AS. ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention. *J Athl Train* 2015; 50(10): 1076–1093.
- Shultz SJ, Schmitz RJ, Beynnon BD. Variations in varus/valgus and internal/external rotational knee laxity and stiffness across the menstrual cycle. *J. Orthop. Res.* 2011; 29(3): 318–325.
- Shultz SJ, Wideman L, Montgomery MM, Beasley KN, Nindl BC. Changes in serum collagen markers, IGF-I, and knee joint laxity across the menstrual cycle. *J. Orthop. Res.* 2012; 30(9): 1405–1412.
- Simpson JD, Stewart EM, Rendos NK, Cosio-Lima L, Wilson SJ, Macias DM, Chander H, Knight AC. Anticipating ankle inversion perturbations during a single-leg drop landing alters ankle joint and impact kinetics. *Human movement science* 2019; 66: 22–30.
- Slater A, Campbell A, Smith A, Straker L. Greater lower limb flexion in gymnastic landings is associated with reduced landing force: a repeated measures study. *Sports biomechanics* 2015; 14(1): 45–56.
- Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, Slauterbeck JR, Hashemi J, Shultz S, Beynnon BD. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports health* 2012a; 4(1): 69–78.

- Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, Slauterbeck JR, Hashemi J, Shultz S, Beynon BD. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature-part 2: hormonal, genetic, cognitive function, previous injury, and extrinsic risk factors. *Sports health* 2012b; 4(2): 155–161.
- Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American journal of sports medicine* 1987; 15(3): 207–213.
- Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2001; 11(2): 64–80.
- Souryal TO, Freeman TR. Intercondylar notch size and anterior cruciate ligament injuries in athletes. A prospective study. *The American journal of sports medicine* 1993; 21(4): 535–539.
- Spieser L, Servant M, Hasbroucq T, Burle B. Beyond decision! Motor contribution to speed-accuracy trade-off in decision-making. *Psychonomic bulletin & review* 2017; 24(3): 950–956.
- St Clair-Thompson HL. Backwards digit recall: A measure of short-term memory or working memory? *European Journal of Cognitive Psychology* 2010; 22(2): 286–296.
- St Clair-Thompson HL, Allen RJ. Are forward and backward recall the same? A dual-task study of digit recall. *Memory & cognition* 2013; 41(4): 519–532.
- Stensdotter A-K, Tengman E, Häger C. Altered postural control strategies in quiet standing more than 20 years after rupture of the anterior cruciate ligament. *Gait & posture* 2016; 46: 98–103.
- Stephenson ML, Hinshaw TJ, Wadley HA, Zhu Q, Wilson MA, Byra M, Dai B. Effects of timing of signal indicating jump directions on knee biomechanics in jump-landing-jump tasks. *Sports biomechanics* 2018; 17(1): 67–82.
- Stewart BA, Momaya AM, Silverstein MD, Lintner D. The Cost-Effectiveness of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Competitive Athletes. *The American journal of sports medicine* 2017; 45(1): 23–33.
- Stone AE, Roper JA, Herman DC, Hass CJ. Cognitive Performance and Locomotor Adaptation in Persons With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Neurorehabilitation and neural repair* 2018; 1545968318776372.
- Stroop JR. Studies of interference in serial verbal reactions. *Journal of Experimental Psychology* 1935; 18(6): 643–662.
- Stylianou AP, McVey MA, Lyons KE, Pahwa R, Luchies CW. Postural sway in patients with mild to moderate Parkinson's disease. *The International journal of neuroscience* 2011; 121(11): 614–621.
- Sugimoto D, Alentorn-Geli E, Mendiguchía J, Samuelsson K, Karlsson J, Myer GD. Biomechanical and neuromuscular characteristics of male athletes. Implications for the development of anterior cruciate ligament injury prevention programs. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 2015; 45(6): 809–822.

- Sugimoto D, LeBlanc JC, Wooley SE, Micheli LJ, Kramer DE. The Effectiveness of a Functional Knee Brace on Joint-Position Sense in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Individuals. *Journal of sport rehabilitation* 2016; 25(2): 190–194.
- Suresh K, Chandrashekara S. Sample size estimation and power analysis for clinical research studies. *Journal of human reproductive sciences* 2012; 5(1): 7–13.
- Swanik CB. Brains and Sprains: The Brain's Role in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Journal of athletic training* 2015; 50(10): 1100–1102.
- Swanik CB, Covassin T, Stearne DJ, Schatz P. The relationship between neurocognitive function and noncontact anterior cruciate ligament injuries. *The American journal of sports medicine* 2007; 35(6): 943–948.
- Swanik CB, Lephart SM, Giannantonio FP, Fu FH. Reestablishing Proprioception and Neuromuscular Control in the ACL-Injured Athlete. *Journal of sport rehabilitation* 1997; 6(2): 182–206.
- Taube W, Leukel C, Gollhofer A. How neurons make us jump. The neural control of stretch-shortening cycle movements. *Exercise and sport sciences reviews* 2012; 40(2): 106–115.
- Teitz CC, Lind BK, Sacks BM. Symmetry of the femoral notch width index. *The American journal of sports medicine* 1997; 25(5): 687–690.
- Thackray RI, Jones KN, Touchstone RM. The color-word interference test and its relation to performance impairment under auditory distraction. *Psychon Sci* 1972; 28(4): 225–227.
- Thompson-Kolesar JA, Gatewood CT, Tran AA, Silder A, Shultz R, Delp SL, Dragoo JL. Age Influences Biomechanical Changes After Participation in an Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Program. *The American journal of sports medicine* 2018; 46(3): 598–606.
- Tombaugh T. Trail Making Test A and B. Normative data stratified by age and education. *Archives of clinical neuropsychology : the official journal of the National Academy of Neuropsychologists* 2004; 19(2): 203–214.
- Torry MR, Shelburne KB, Peterson DS, Giphart JE, Krong JP, Myers C, Steadman JR, Woo SL-Y. Knee kinematic profiles during drop landings: a biplane fluoroscopy study. *Medicine and science in sports and exercise* 2011; 43(3): 533–541.
- Upadhyay N, Guragain S. Comparison of cognitive functions between male and female medical students: a pilot study. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR* 2014; 8(6): BC12-5.
- van der Elst W, van Boxtel MPJ, van Breukelen GJP, Jolles J. The Stroop color-word test. Influence of age, sex, and education; and normative data for a large sample across the adult age range. *Assessment* 2006; 13(1): 62–79.
- van Melick N, van Cingel REH, Brooijmans F, Neeter C, van Tienen T, Hullegie W, Nijhuis-van der Sanden MWG. Evidence-based clinical practice update: practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation based on a systematic review and multidisciplinary consensus. *British journal of sports medicine* 2016; 50(24): 1506–1515.

- van Velzen LS, Vriend C, Wit SJ de, van den Heuvel OA. Response inhibition and interference control in obsessive-compulsive spectrum disorders. *Frontiers in human neuroscience* 2014; 8: 419.
- Verbruggen F, Liefoghe B, Notebaert W, Vandierendonck A. Effects of stimulus-stimulus compatibility and stimulus-response compatibility on response inhibition. *Acta psychologica* 2005; 120(3): 307–326.
- Verbruggen F, Logan GD. Response inhibition in the stop-signal paradigm. *Trends in cognitive sciences* 2008; 12(11): 418–424.
- Verburgh L, Scherder EJ, van Lange PA, Oosterlaan J. Executive functioning in highly talented soccer players. *PloS one* 2014; 9(3): e91254.
- Vestberg T, Gustafson R, Maurex L, Ingvar M, Petrovic P. Executive functions predict the success of top-soccer players. *PloS one* 2012; 7(4): e34731.
- Vestberg T, Reinebo G, Maurex L, Ingvar M, Petrovic P. Core executive functions are associated with success in young elite soccer players. *PloS one* 2017; 12(2).
- Voss MW, Kramer AF, Basak C, Prakash RS, Roberts B. Are expert athletes 'expert' in the cognitive laboratory? A meta-analytic review of cognition and sport expertise. *Appl. Cognit. Psychol.* 2010; 24(6): 812–826.
- Waldén M, Hägglund M, Magnusson H, Ekstrand J. ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. *British journal of sports medicine* 2016; 50(12): 744–750.
- Waldén M, Krosshaug T, Børneboe J, Andersen TE, Faul O, Hägglund M. Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British journal of sports medicine* 2015; 49(22): 1452–1460.
- Wang C-H, Chang C-C, Liang Y-M, Shih C-M, Chiu W-S, Tseng P, Hung DL, Tzeng OJL, Muggleton NG, Juan C-H. Open vs. closed skill sports and the modulation of inhibitory control. *PloS one* 2013; 8(2): e55773.
- Ward S, Pearce AJ, Pietrosimone B, Bennell K, Clark R, Bryant AL. Neuromuscular deficits after peripheral joint injury. A neurophysiological hypothesis. *Muscle & nerve* 2015; 51(3): 327–332.
- Ward SH, Pearce A, Bennell KL, Pietrosimone B, Bryant AL. Corrigendum to "Quadriceps cortical adaptations in individuals with an anterior cruciate ligament injury" *Knee* 23 (2016) 582-587. *The Knee* 2016; 23(6): 1172.
- Webster KA, Gribble PA. Time to stabilization of anterior cruciate ligament-reconstructed versus healthy knees in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes. *Journal of athletic training* 2010; 45(6): 580–585.
- Webster KE, Feller JA. Exploring the High Reinjury Rate in Younger Patients Undergoing Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American journal of sports medicine* 2016; 44(11): 2827–2832.

- Webster KE, Feller JA. A research update on the state of play for return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of orthopaedics and traumatology : official journal of the Italian Society of Orthopaedics and Traumatology* 2019; 20(1): 10.
- Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK. Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine* 2014; 42(3): 641–647.
- Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BSR, O'Connor KM. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2013; 28(6): 655–663.
- Wellsandt E, Failla MJ, Snyder-Mackler L. Limb Symmetry Indexes Can Overestimate Knee Function After Anterior Cruciate Ligament Injury. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2017; 47(5): 334–338.
- Wernli K, Ng L, Phan X, Davey P, Grisbrook T. The Relationship Between Landing Sound, Vertical Ground Reaction Force, and Kinematics of the Lower Limb During Drop Landings in Healthy Men. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* 2016; 46(3): 194–199.
- Whitney DC, Sturnick DR, Vacek PM, DeSarno MJ, Gardner-Morse M, Tourville TW, Smith HC, Slaughterbeck JR, Johnson RJ, Shultz SJ, Hashemi J, Beynnon BD. Relationship Between the Risk of Suffering a First-Time Noncontact ACL Injury and Geometry of the Femoral Notch and ACL: A Prospective Cohort Study With a Nested Case-Control Analysis. *The American journal of sports medicine* 2014; 42(8): 1796–1805.
- Whyte EF, Richter C, O'Connor S, Moran KA. Effects of a dynamic core stability program on the biomechanics of cutting maneuvers: A randomized controlled trial. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2018; 28(2): 452–462.
- Wiesing U, Parsa-Parsi R. Die neue Deklaration von Helsinki, verabschiedet in Fortaleza 2013. *Ethik Med* 2014; 26(2): 161–166.
- Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD. Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American journal of sports medicine* 2016; 44(7): 1861–1876.
- Wikstrom EA, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. *Journal of athletic training* 2005; 40(4): 305–309.
- Wilhelm O, Oberauer K. Why are reasoning ability and working memory capacity related to mental speed? An investigation of stimulus–response compatibility in choice reaction time tasks. *European Journal of Cognitive Psychology* 2006; 18(1): 18–50.
- Wilk KE, Arrigo CA. Rehabilitation Principles of the Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Knee: Twelve Steps for Successful Progression and Return to Play. *Clin Sports Med* 2017; 36(1): 189–232.

- Wilkerson GB, Simpson KA, Clark RA. Assessment and Training of Visuomotor Reaction Time for Football Injury Prevention. *Journal of sport rehabilitation* 2016: 1–26.
- Williams BR, Ponesse JS, Schachar RJ, Logan GD, Tannock R. Development of inhibitory control across the life span. *DEVELOPMENTAL PSYCHOLOGY* 1999: 35(1): 205–213.
- Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. *Medical progress through technology* 1990: 16(1-2): 31–51.
- Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2008: 90(4): 815–823.
- Woods DL, Kishiyama MM, Lund EW, Herron TJ, Edwards B, Poliva O, Hink RF, Reed B. Improving digit span assessment of short-term verbal memory. *Journal of clinical and experimental neuropsychology* 2011: 33(1): 101–111.
- Wright RW, Dunn WR, Amendola A, Andrish JT, Bergfeld J, Kaeding CC, Marx RG, McCarty EC, Parker RD, Wolcott M, Wolf BR, Spindler KP. Risk of tearing the intact anterior cruciate ligament in the contralateral knee and rupturing the anterior cruciate ligament graft during the first 2 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective MOON cohort study. *The American journal of sports medicine* 2007: 35(7): 1131–1134.
- Wright RW, Haas AK, Anderson J, Calabrese G, Cavanaugh J, Hewett TE, Loring D, McKenzie C, Preston E, Williams G. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Rehabilitation. *MOON Guidelines. Sports health* 2015: 7(3): 239–243.
- Wright RW, Magnussen RA, Dunn WR, Spindler KP. Ipsilateral graft and contralateral ACL rupture at five years or more following ACL reconstruction: a systematic review. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 2011: 93(12): 1159–1165.
- Yasuda K, Erickson AR, Beynon BD, Johnson RJ, Pope MH. Dynamic elongation behavior in the medial collateral and anterior cruciate ligaments during lateral impact loading. *J. Orthop. Res.* 1993: 11(2): 190–198.
- Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human movement science* 2011: 30(3): 624–635.
- Yom JP, Owens T, Arnett S, Beebe J, Son V. The effects of an unanticipated side-cut on lower extremity kinematics and ground reaction forces during a drop landing. *Sports biomechanics* 2018: 1–12.
- Yu B, Chappell JJ, Garrett WE. Letters to the Editor. *The American journal of sports medicine* 2006a: 34(2): 313–315.
- Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British journal of sports medicine* 2007: 41 Suppl 1: i47-51.
- Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 2006b: 21(3): 297–305.
- Zaidi ZF. Gender Differences in Human Brain: A Review. *Open Anat J* 2010: 2: 37–55.

Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *The American journal of sports medicine* 2007; 35(3): 368–373.

Zazulak BT, Paterno M, Myer GD, Romani WA, Hewett TE. The effects of the menstrual cycle on anterior knee laxity: a systematic review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 2006; 36(10): 847–862.

Zeng C, Gao S-g, Wei J, Yang T-b, Cheng L, Luo W, Tu M, Xie Q, Hu Z, Liu P-f, Li H, Yang T, Zhou B, Lei G-h. The influence of the intercondylar notch dimensions on injury of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2013; 21(4): 804–815.

Zult T, Gokeler A, van Raay JJAM, Brouwer RW, Zijdewind I, Hortobágyi T. An anterior cruciate ligament injury does not affect the neuromuscular function of the non-injured leg except for dynamic balance and voluntary quadriceps activation. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA* 2017; 25(1): 172–183.

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Kognitive Anforderungen in den Spielsportarten	36
Abbildung 2: Studienablauf.....	46
Abbildung 3: Aufbau des Sprunglandemessplatzes.....	49
Abbildung 4: Ablauf der antizipierten Sprunglandungen	49
Abbildung 5: Ablauf der nicht-antizipierten Sprunglandungen.....	50
Abbildung 6: Mittlere biomechanischen/posturalen Landestabilität	67
Abbildung 7: Mittlere maximale vertikale Bodenreaktionskraft	68
Abbildung 8: Landefehleranzahl (Entscheidungsqualität)	69
Abbildung 9: Assoziation nicht-antizipierter Landekosten (COP) und geringerer Interferenzkontrolle	160
Abbildung 10: Assoziation Landefehler und kognitive Flexibilitäts- und Arbeits-/ Kurzzeitgedächtnis	161
Abbildung 11: Assoziation Landefehler und Interferenz-/Aufmerksamkeitskontrolle	162
Abbildung 12: Zusammenhang von Landefehler und postoperativer Zeitraum	163
Abbildung 13: Poweranalyse nicht-antizipierter COP-Werte zwischen Gruppen.....	164
Abbildung 14: Poweranalyse nicht-antizipierter Landekosten (COP) zwischen Gruppen	164
Abbildung 15: Trail-Making-Test – A (Testblatt).....	165
Abbildung 16: Trail-Making-Test – B (Testblatt).....	166
Abbildung 17: Zahlenspannentest “vorwärts” und “rückwärts”	167
Abbildung 18: Stroop III – Farb-Wort-Interferenztest (Testblatt).....	168

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Intrinsische und extrinsische Risikofaktoren für VKB-Rupturen	21
Tabelle 2: Biomechanisch-neuromuskuläre Risikofaktoren für VKB-Rupturen bei der Landung eines Sprungs.....	27
Tabelle 3: Evidenzlage zu den Effekten des Antizipationsstatus auf die Gelenkinematik und –kinetik am Beispiel einiger ausgewählter Studien	30
Tabelle 4: Rolle der kognitiven Funktion im Verletzungskontext	34
Tabelle 5: Kognitive Funktion und nicht-antizipierte Bewegungsanforderungen	37
Tabelle 6: Übersicht und Beschreibung der einzelnen kognitiven Tests zur Erfassung niedrigerer kognitiver Funktionen.....	54
Tabelle 7: Übersicht und Beschreibung der einzelnen kognitiven Tests zur Erfassung der höheren (exekutiven) kognitiven Funktionen	55
Tabelle 8: Übersicht und Beschreibung der kognitiven Tests zur Erfassung der Kurzzeit- und Arbeitsgedächtnisleistung.....	57
Tabelle 9: Deskriptive Übersicht über die Testpersonencharakteristik beider Gruppen ...	65
Tabelle 10: Korrelationen zwischen kognitiver Funktion und signifikanter nicht-antizipierter Landekosten innerhalb der Kontrollgruppe	70
Tabelle 11: Korrelationen zwischen kognitiver Funktion und signifikanter nicht-antizipierter Landekosten innerhalb der VKBR-Gruppe.....	71
Tabelle 12: Deskriptive Übersicht über die Testpersonencharakteristik der sekundären Messgrößen der beiden Gruppen.....	72
Tabelle 13: Parameter der Lande- und Entscheidungsqualität im Vergleich zwischen der operierten und unversehrten Seite.....	156
Tabelle 14: Überprüfung der Parameter der Lande- und Entscheidungsqualität auf Normalverteilung	156
Tabelle 15: Reliabilität innerhalb der Sprunglandungstestung bzw. Kontrolle potenzieller objektive Ermüdungs- und Lerneffekte (Kontrollgruppe)	157
Tabelle 16: Reliabilität innerhalb der Sprunglandungstestung bzw. Kontrolle potenzieller objektive Ermüdungs- und Lerneffekte (VKBR-Gruppe)	158
Tabelle 17: Zusammenhangsanalyse zwischen subjektiven Aufmerksamkeits- /Konzentrationsempfinden und kognitiven Testresultaten beider Gruppen	159
Tabelle 18: Zusammenhangsanalyse zwischen potenziellen Einflussfaktoren und nicht- antizipierten Landekosten (VKBR-Gruppe).....	159
Tabelle 19: Zusammenhangsanalyse zwischen potenziellen Einflussfaktoren und nicht- antizipierten Landekosten (Kontrollgruppe)	160

12 Abkürzungsverzeichnis

ANCOVA - Einfaktorielle Kovarianzanalyse

ANOVA – Einfaktorielle Varianzanalyse

ANT – antizipiert/vorgeplant

CMJ - Counter-Movement-Jump

COP – Center of Pressure – Spurlänge

FZ - Flugzeit

LF – Landefehler

Log – Logarithmus

max – Maximum

min – Minimum

mm – Millimeter

Msek – Millisekunden

Mw = Mittelwert

N – Newton

n = Anzahl

NANT – Nicht-antizipiert/-vorgeplant

NANT vs. ANT – nicht-antizipierte Landekosten

o. g. – oben genannt

pVGRF – maximale vertikale Bodenreaktionskraft

s. o. – siehe oben

s. u. – siehe unten

Sek - Sekunden

SF – Standfehler

SLHD = Single leg hop for distance (Einbeinweitsprung)

Stabw = Standardabweichung

TMT – Trail Making Test

TTS – Time to stabilisation

UEX - untere Extremität

VAS – visuelle Analogskala

VKB – vorderes Kreuzband

VKBR – vordere Kreuzbandrekonstruktion

z. B. – zum Beispiel

13 Anhang

13.1 Ergänzende Tabellen

Tabelle 13: Parameter der Lande- und Entscheidungsqualität (primäre Messgrößen) im Vergleich zwischen der operierten und unversehrten Seite (VKBR-Gruppe, n = 10)

	Verletzte Seite MW±Stabw (min – max)	Nicht-verletzte Seite MW±Stabw (min - max)	Unterschied (p-Wert)
COP-A [mm]	559±101 (435 – 731)	542±89 (405 – 667)	0,528
COP-NA [mm]	654±136 (393 – 849)	697±182 (459 – 988)	0,317
TTS-A [sek]	1,38±0,07 (1,3 – 1,5)	1,36±0,11 (1,2 – 1,5)	0,431
TTS-NA [sek]	1,34±0,13 (1,1 – 1,6)	1,32±0,11 (1,2 – 1,5)	0,577
pVGRF-A [N]	3229±380 (2659 – 3821)	3285±477 (2712 – 4212)	0,399
pVGRF-NA [N]	3308±544 (2697 – 4269)	3382±640 (2698 – 4727)	0,431
Standfehler-A [n]	0,2±0,6 (0 – 2)	0,1±0,3 (0 – 1)	0,655
Standfehler-NA [n]	1,2±1,9 (0 – 6)	0,7±0,9 (0 – 3)	0,236
Landefehler-A [n]	-	-	-
Landefehler-NA [n]	4,8±3,3 (0 – 10)	4,2±3 (0 – 8)	0,658

Tabelle 14: Überprüfung der Parameter der Lande- und Entscheidungsqualität (primäre Messgrößen) auf Normalverteilung

	Kontrolle (n=20; p-Wert)	VKBR (n=10; p-Wert)
Fz-A [msek]	0,15	0,20
Fz-NA [msek]	0,20	0,20
COP-A [mm]	0,20	0,20
COP-NA [mm]	0,20	0,20
TTS_A [sek]	0,20	0,20
TTS-NA [sek]	0,20	0,05
pVGRF-A [N]	0,20	0,11
pVGRF-NA [N]	0,20	0,20
SF-A [n]	0,00 ¹	0,00 ¹
SF-NA [n]	0,01 ¹	0,20 ²
SF-NA_A-Diff	0,01 ¹	0,07
LF-NA [n]	0,20	0,20

¹ Original- und log10-transformierte Werte sind nicht-normalverteilt

² log10-transformierte Werte sind normalverteilt

Tabelle 15: Reliabilität innerhalb der Sprunglandungstestung bzw. Kontrolle potenzieller objektive Ermüdungs- und Lerneffekte (Kontrollgruppe)

	Block 1 Mw±Stabw (min – max)	Block 2 Mw±Stabw (min – max)	Block 3 Mw±Stabw (min – max)	Block 4 Mw±Stabw (min – max)	Block 5 Mw±Stabw (min – max)	p-wert	Reliabilitätsmaß (KI)
Fz-A [msek]	472±23 (410-520)	472±32 (394-528)	472±27 (411-515)	473±20 (427-503)	468±23 (413-507)	0,85	0,78 (0,6-0,9) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,05	0,07	0,06	0,04	0,05		
Fz-NA [msek]	489±24 (443-526)	482±33 (384-528)	482±31 (388-529)	485±25 (423-530)	486±26 (420-513)	0,25	0,86 (0,7-0,9) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,05	0,07	0,06	0,05	0,05		
COP-A [mm]	524±121 (380-876)	509±93 (376-782)	515±117 (344-755)	530±118 (345-745)	493±129 (329-922)	0,33	0,69 (0,5-0,9) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,23	0,18	0,22	0,22	0,26		
COP-NA [mm]	613±166 (322-898)	586±98 (385-715)	578±145 (288-864)	609±182 (348-1004)	548±136 (330-828)	0,17	0,61 (0,4-0,8) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,26	0,16	0,24	0,29	0,24		
TTS-A [sek]	1,4±0,1 (1,2-1,6)	1,4±0,1 (1,3-1,6)	1,4±0,1 (1,2-1,6)	1,4±0,1 (1,2-1,7)	1,4±0,1 (1,1-1,6)	0,95	0,69 (0,5-0,9) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,07	0,07	0,07	0,08	0,09		
TTS-NA [sek]	1,39±0,1 (1,2-1,6)	1,4±0,1 (1,2-1,6)	1,36±0,1 (1,2-1,6)	1,4±0,1 (1,2-1,6)	1,4±0,1 (1,3-1,6)	0,61	0,65 (0,5-0,8) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,08	0,08	0,08	0,08	0,06		
pVGRF-A [N]	3100±604 (1903-4680)	3118±609 (1902-4694)	3123±619 (1871-4849)	3126±616 (1875-4778)	3078±594 (1894-4344)	0,89	0,95 (0,9-1) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,19	0,19	0,19	0,19	0,19		
pVGRF-NA [N]	3137±628 (2048-4482)	3100±705 (1837-5046)	3159±710 (1877-5128)	3094±607 (1900-4882)	3050±491 (1988-38)	0,85	0,84 (0,7-0,9) ¹
<i>Var. Koef.</i>	0,20	0,22	0,22	0,19	0,16		
SF-NA [%]	9±13 (0-45)	5,7±8,9 (0-22)	2,9±8 (0-30)	4,7±7,8 (0-25)	6±10 (0-25)	0,82	0,41 (-0,2-0,8) ²
<i>Var. Koef.</i>	1,5	1,5	2,6	1,6	1,6		
LF-NA [%]	20±16 (0-55)	24±22 (0-64)	21±21 (0-81)	19±16 (0-50)	15±18 (0-60)	0,90	0,73 (0,5-0,9) ²
<i>Var. Koef.</i>	0,79	0,91	0,10	0,81	1,16		

Tabelle 16: Reliabilität innerhalb der Sprunglandungstestung bzw. Kontrolle potenzieller objektive Ermüdungs- und Lerneffekte (VKBR-Kollektiv)

	Block 1 Mw±Stabw (min – max)	Block 2 Mw±Stabw (min – max)	Block 3 Mw±Stabw (min – max)	Block 4 Mw±Stabw (min – max)	Block 5 Mw±Stabw (min – max)	p-wert	Reliabilitäts- maß (KI)
Fz-A [msek]	449±29 (400-480)	461 (418-503)	456± (404-488)	458±31 (417-504)	463±31,1 (400-513)	0,07	0,90 (0,78-0,97)
<i>Var. Koef.</i>	0,06	0,06	0,06	0,06	0,06		
Fz-NA [msek]	471±25 (427-508)	471±29 (427-508)	471±29 (420-500)	466±37 (405-513)	467±32 (400-500)	0,56	0,85 (0,65-0,96)
<i>Var. Koef.</i>	0,05	0,06	0,06	0,08	0,06		
COP-A [mm]	560±156 (337-899)	574±98 (407-688)	517±67 (410-603)	532±124 (368-771)	554±111 (378-702)	0,55	0,51 (0,23-0,01)
<i>Var. Koef.</i>	0,26	0,16	0,12	0,22	0,19		
COP-NA [mm]	663±188 (465-1067)	719±190 (485-1083)	667±176 (360-972)	624±179 (338-936)	629±103 (538-836)	0,51	0,51 (0,2-0,8)
<i>Var. Koef.</i>	0,27	0,25	0,25	0,27	0,15		
TTS-A [sek]	1,4±0,1 (1,2-1,5)	1,4±0,07 (1,3-1,5)	1,4±0,1 (1,2-1,5)	1,4±0,1 (1,3-1,6)	1,4±0,1 (1,2-1,5)	0,06	0,76 (0,5-0,9)
<i>Var. Koef.</i>	0,08	0,05	0,07	0,07	0,06		
TTS-NA [sek]	1,3±0,1 (1,2-1,5)	1,3±0,1 (1-1,5)	1,4±0,2 (1,2-1,6)	1,3±0,2 (1,1-1,6)	1,3±0,1 (1,2-1,5)	0,88	0,30 (0,05-0,74)
<i>Var. Koef.</i>	0,08	0,09	0,10	0,11	0,06		
pVGRF-A [N]	3215±447 (2793-4139)	3215±403 (2606-3854)	3226±400 (2655-3901)	3237±421 (2771-4031)	3306±543 (2625-4196)	0,74	0,85 (0,7-1,0)
<i>Var. Koef.</i>	0,13	0,12	0,12	0,12	0,16		
pVGRF-NA [N]	3344±717 (2508-4690)	3319±490 (2650-4279)	3402±566 (2815-4535)	3220±582 (2654-4396)	3460±611 (2820-4578)	0,08	0,91 (0,8-1)
<i>Var. Koef.</i>	0,20	0,14	0,16	0,17	0,17		
SF-NA [%]	5±8 (0-20)	6±16 (0-50)	5±12 (0-38)	5±7 (0-17)	1±3 (0-8)	0,70	-0,25 ²
<i>Var. Koef.</i>	1,56	2,41	2,30	1,53	2,5		
LF-NA [%]	31±(0-67)	25±15 (0-44)	15±14 (0-40)	28±22 (0-67)	18±24 (0-50)	0,32	0,66 (-0,0-0,9) ²
<i>Var. Koef.</i>	0,55	0,58	0,91	0,72	1,23		

Tabelle 17: Zusammenhangsanalyse zwischen subjektiven Aufmerksamkeits-/Konzentrationsempfinden (potenzieller Einflussfaktor) und den kognitiven Testresultaten beider Gruppen

Kognitionstests	Aufmerksamkeits-/Konzentrationsempfinden (KG; n=19)	Aufmerksamkeits-/Konzentrationsempfinden (VKBR; n=10)
Detection Task	r(18)=-0,28, p=0,91	r(9)=-0,26, p=0,54
Identification Task	r(18)=-0,21, p=0,39	r(9)=-0,54, p=0,13
Trail Making Test – A	r(18)=0,45, p=0,51	r(9)=-0,11, p=0,78
Trail Making Test – B	r(18)=0,29, p=0,24	r(9)=-0,40, p=0,29
Trail Making Test – B-A	r(18)=0,11, p=0,66	r(9)=-0,32, p=0,41
Stop-Signal-Task	r(18)=-0,14, p=0,58	r(9)=-0,47, p=0,20
Stroop I (Geschwindigkeit)	r(18)=0,41, p=0,87	r(9)=-0,63, p=0,65
Stroop I (Fehler)	-	-
Stroop II (Geschwindigkeit)	r(18)=-0,14, p=0,58	r(9)=-0,34, p=0,37
Stroop II (Fehler)	r(18)=-0,04, p=0,87	r(9)=0,43, p=0,25
Stroop III (Geschwindigkeit)	r(18)=0,14, p=0,59	r(9)=-0,58, p=0,10
Stroop III (Fehler)	r(18)=0,20, p=0,43	r(9)=0,29, p=0,44
Zahlenspannen rückwärts	r(18)=0,04, p=0,88	r(9)=0,27, p=0,48
Zahlenspannen vorwärts	r(18)=-0,25, p=0,31	r(9)=-0,02, p=0,49

Tabelle 18: Zusammenhangsanalyse zwischen potenziellen Einflussfaktoren und nicht-antizipierten Landekosten (VKBR-Gruppe; n = 10)

	COP _{NANT vs, ANT}	SF _{NANT vs, ANT}	LF _{NANT vs, ANT}
Sehschärfe	r(9)=-0,49, p=0,15	r(9)=0,15, p=0,68	r(9)=-0,33, p=0,35
Zeit post-OP	r(9)=-0,02, p=0,96	r(9)=0,45, p=0,19	r(9)=-0,89, p<0,01*
SLHD-Asymmetrie	r(9)=0,50, p=0,14	r(9)=-0,38, p=0,28	r(9)=0,84, p<0,01*
Verletzungsangst-NANT	r(9)=0,52, p=0,23	r(9)=-0,21, p=0,56	r(9)=0,57, p=0,08
Lysholm	r(9)=-0,07, p=0,84	r(9)=0,29, p=0,42	r(9)=-0,18, p=0,62
Motivation	r(9)=0,01, p=0,98	r(9)=0,46, p=0,18	r(9)=-0,43, p=0,21
Aufmerksamkeit/Konzentration	r(9)=-0,09, p=0,80	r(9)=0,53, p=0,11	r(9)=-0,58, p=0,07
Fatigue UEX	r(9)=0,32, p=0,37	r(9)=-0,41, p=0,24	r(9)=0,43, p=0,22
Flugzeit-NANT	r(9)=-0,53, p=0,12	r(9)=-0,44, p=0,21	r(9)=-0,39, p=0,27
Flugzeit NANT vs, ANT	r(9)=0,25, p=0,49	r(9)=-0,45, p=0,19	r(9)=0,52, p=0,12

Tabelle 19: Zusammenhangsanalyse zwischen potenziellen Einflussfaktoren und nicht-antizipierten Landekosten (Kontrollgruppe; n = 19)

	COP _{NANT vs, ANT}	SF _{NANT vs, ANT} ¹	LF _{NANT vs, ANT}
Sehschärfe	r(18)=0,19, p=0,45	r(18)=0,19, p=0,46	r(18)=-0,43, p=0,08
Zeit post-OP	-	-	-
SLHD-Asymmetrie	r(18)=0,14, p=0,58	r(18)=-0,29, p=0,23	r(18)=0,01, p=0,97
Verletzungsangst-NANT	r(18)=-0,17, p=0,51	r(18)=0,15, p=0,57	r(18)=0,02, p=0,95
Lysholm	r(18)=0,02, p=0,95	r(18)=0,20, p=0,41	r(18)=-0,11, p=0,64
Motivation	r(18)=0,12, p=0,61	r(18)=-0,07, p=0,78	r(18)=0,02, p=0,94
Aufmerksamkeit/Konzentration	r(18)=0,12, p=0,61	r(18)=-0,27, p=0,25	r(18)=-0,49, p=0,84
Fatigue UEX	r(18)=0,04, p=0,87	r(18)=0,33, p=0,15	r(18)=0,29, p=0,21
Flugzeit-NANT	r(18)=-0,07, p=0,77	r(18)=0,19, p=0,41	r(18)=-0,50, p=0,02*
Flugzeit NANT vs, ANT	r(18)=0,09, p=0,70	r(18)=0,18, p=0,44	r(18)=-0,23, p=0,33

¹nicht normalverteilt

13.2 Ergänzende Abbildungen

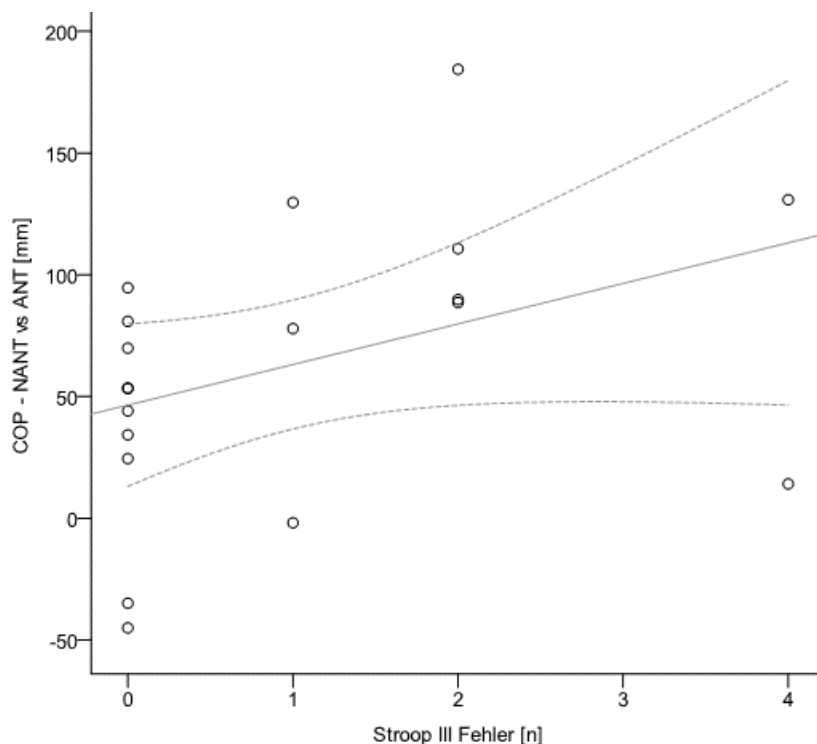


Abbildung 9: Streu-Punkt-Diagramm zur Illustration des Zusammenhangs zwischen der Zunahme der posturalen Schwankungen (COP_{NANT vs. ANT}) und einer geringeren Interferenzkontrolle (Stroop III-Fehlerzahl) innerhalb der Kontrollgruppe (n = 19)

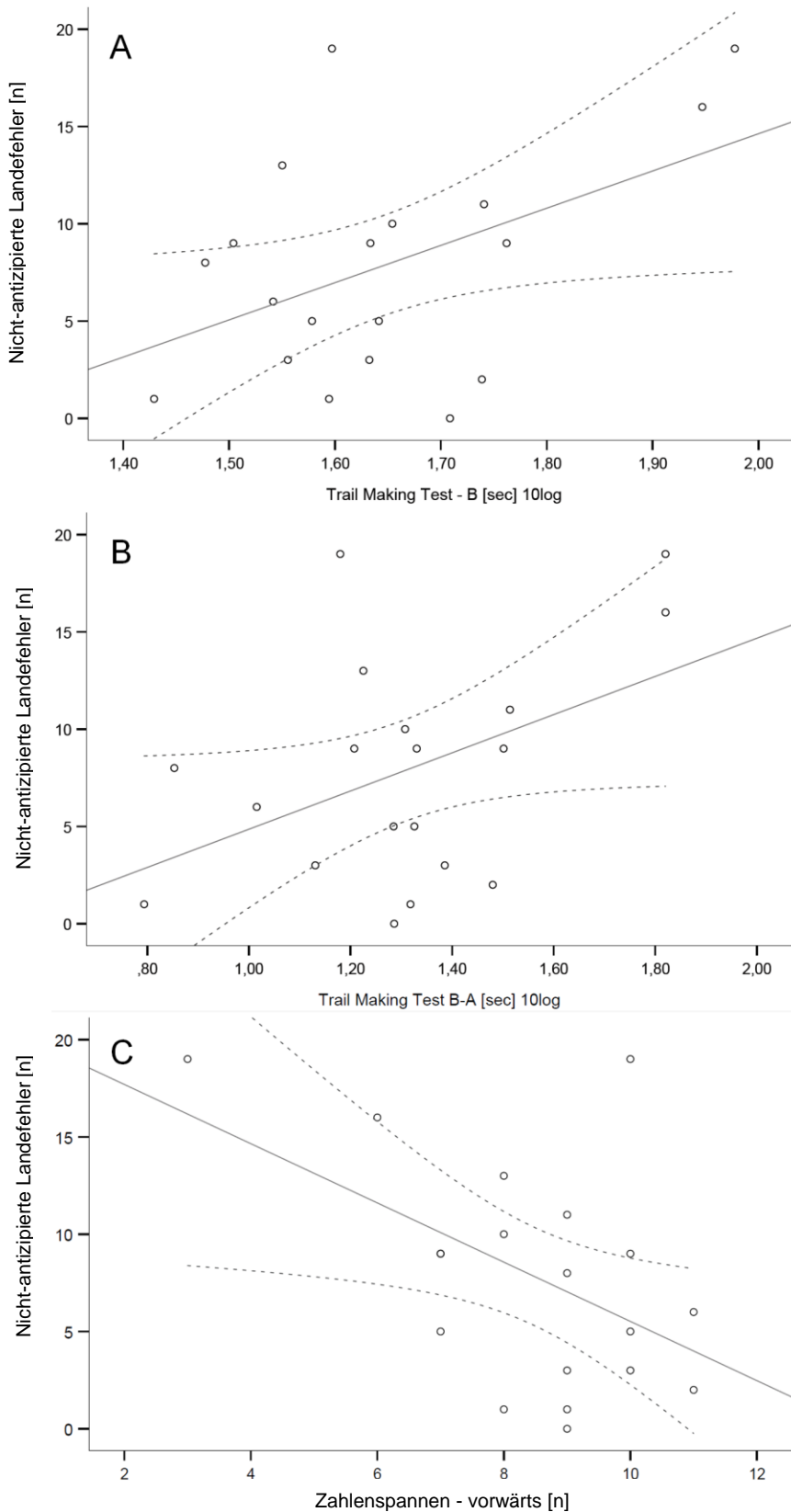


Abbildung 10: Streu-Punkt-Diagramm zur Illustration des Zusammenhangs zwischen der Anzahl nicht-antizipierter Landefehler (Entscheidungsqualität) und einer geringeren kognitiven Flexibilitäts-/Arbeitsgedächtnis (A, B) und Kurzzeitgedächtnisleistung (C) innerhalb der Kontrollgruppe (n = 19).

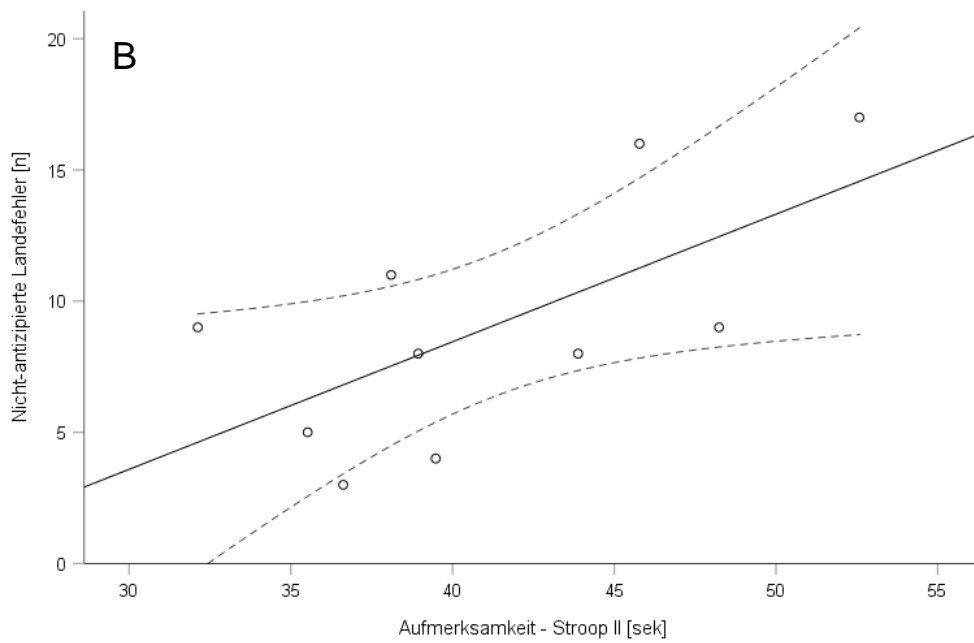
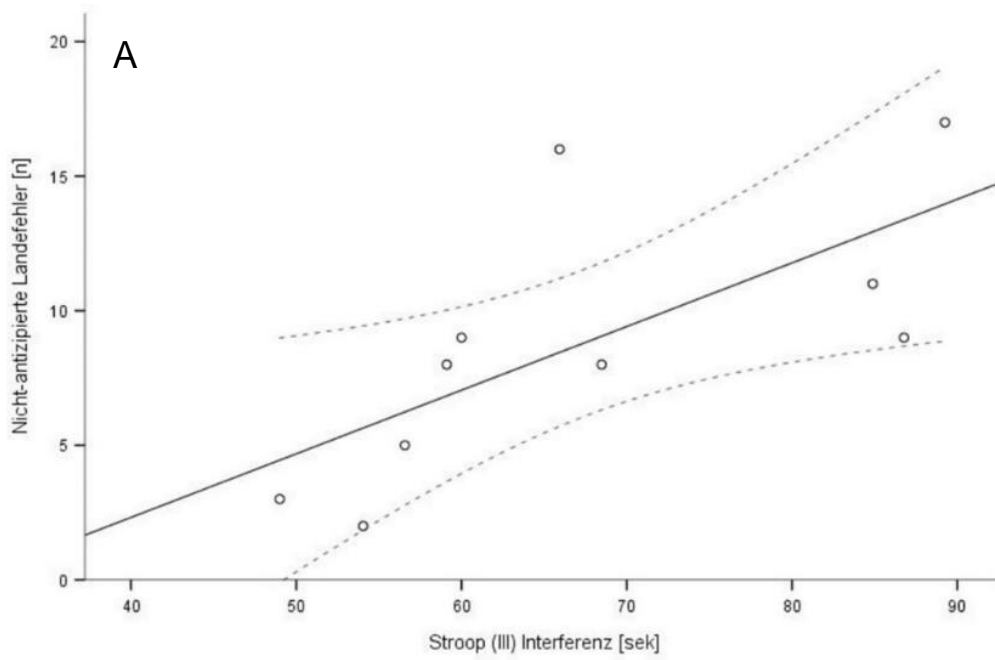


Abbildung 11: Streu-Punkt-Diagramm zur Illustration des Zusammenhangs zwischen der Anzahl nicht-antizipierter Landefehler (Entscheidungsqualität) und einer geringeren Interferenz- (A) und Aufmerksamkeitskontrolle (B) innerhalb der VKBR-Gruppe (n = 10).

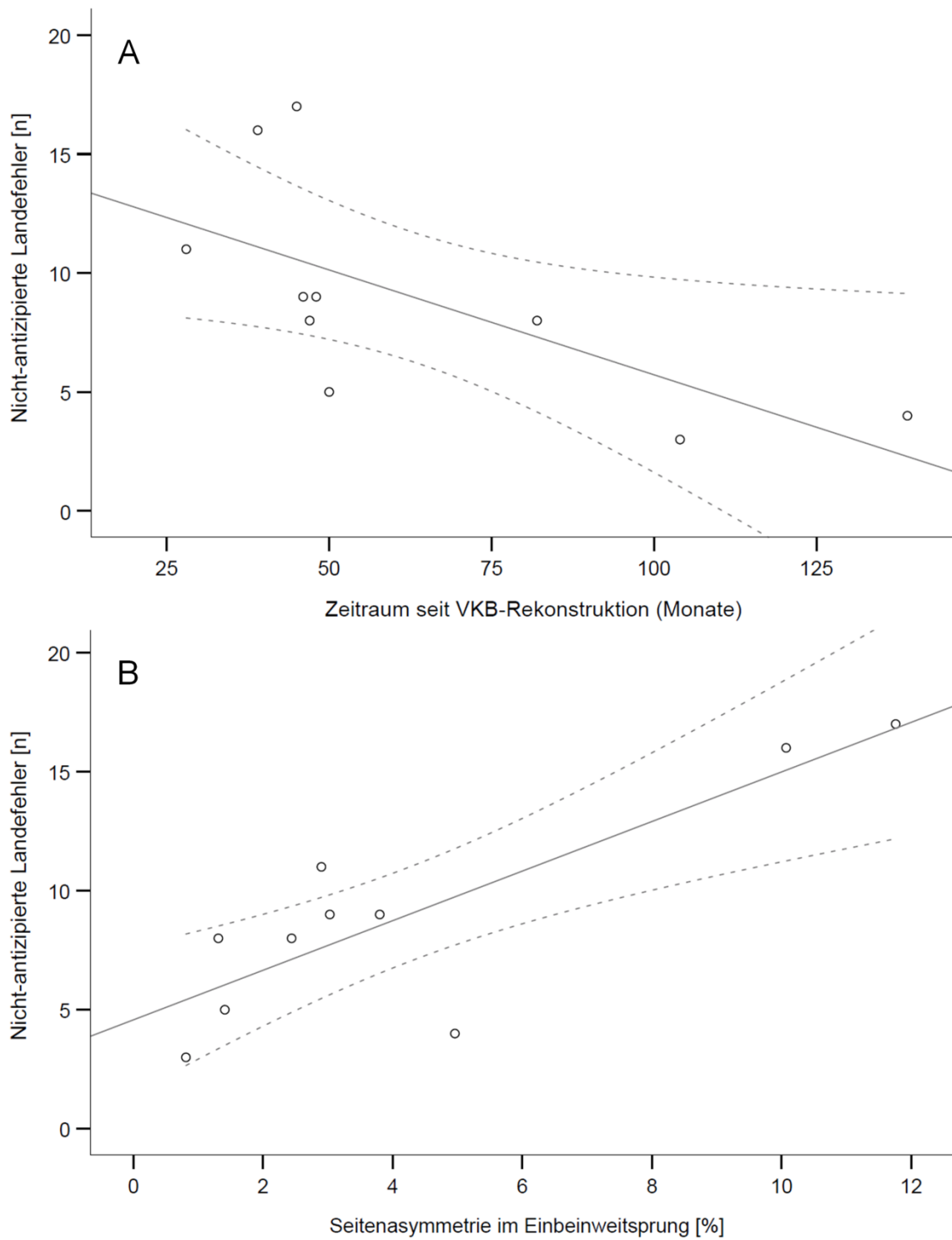


Abbildung 12: Zusammenhang von Landefehler / Zeitraum seit VKB-Rekonstruktion / Seitenasymmetrie im Einbeinweitsprungtest Streu-Punkt-Diagramm zur Illustration der Zusammenhänge zwischen der nicht-antizipierten Landefehlerzahl und dem Zeitraum seit VKB-Rekonstruktion (A) sowie der Seitenasymmetrie im Einbeinweitsprungtest (B) innerhalb der VKBR-Gruppe (n = 10)

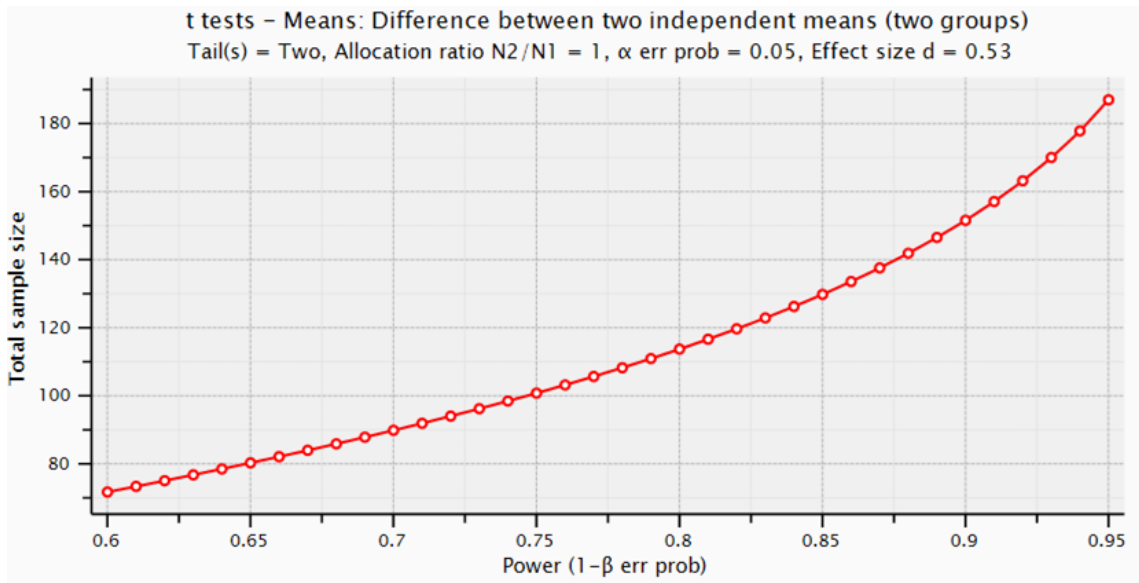


Abbildung 13: Fallzahlkalkulation für den Nachweis signifikanter Unterschiede zwischen der Kontroll- und VKBR-Gruppe am Beispiel der posturalen Schwankungen (COP) unter der nicht-antizipierten Bedingung auf Basis des im Rahmen dieser Arbeit nachgewiesenen Zwischengruppeneffekts mittels Post-hoc Power-Analyse.

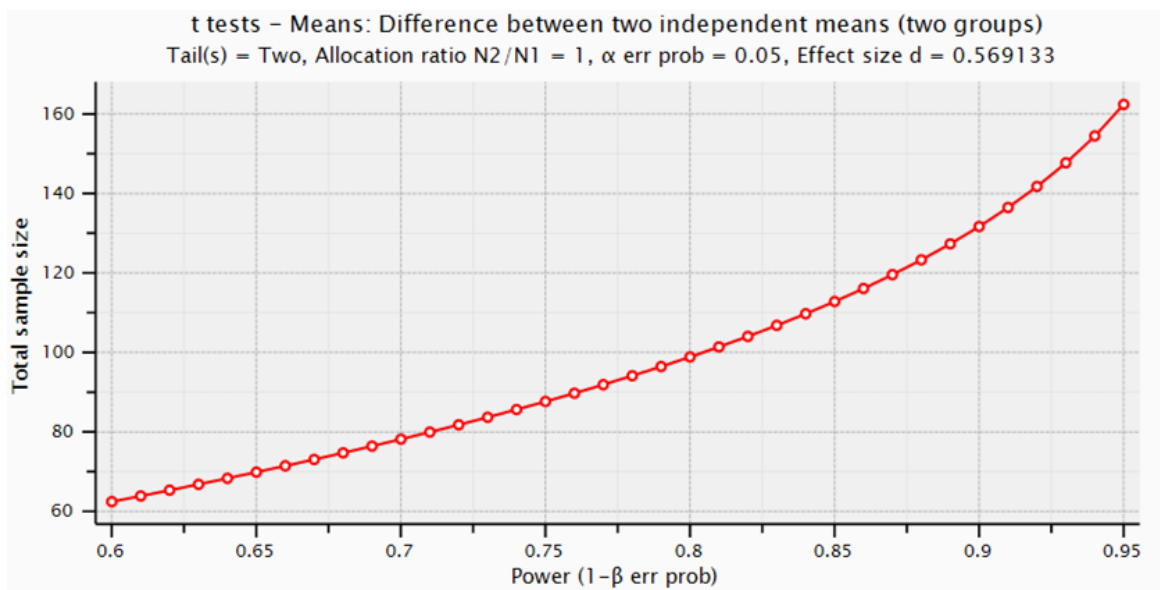


Abbildung 14: Fallzahlkalkulation für den Nachweis signifikanter Unterschiede zwischen der Kontroll- und VKBR-Gruppe am Beispiel der nicht-antizipierten posturalen Landekosten (COP_{NANT vs. ANT}) auf Basis des im Rahmen dieser Arbeit nachgewiesenen Zwischengruppeneffekts mittels Post-hoc Power-Analyse.

13.3 Nicht PC-basierten Kognitionstests

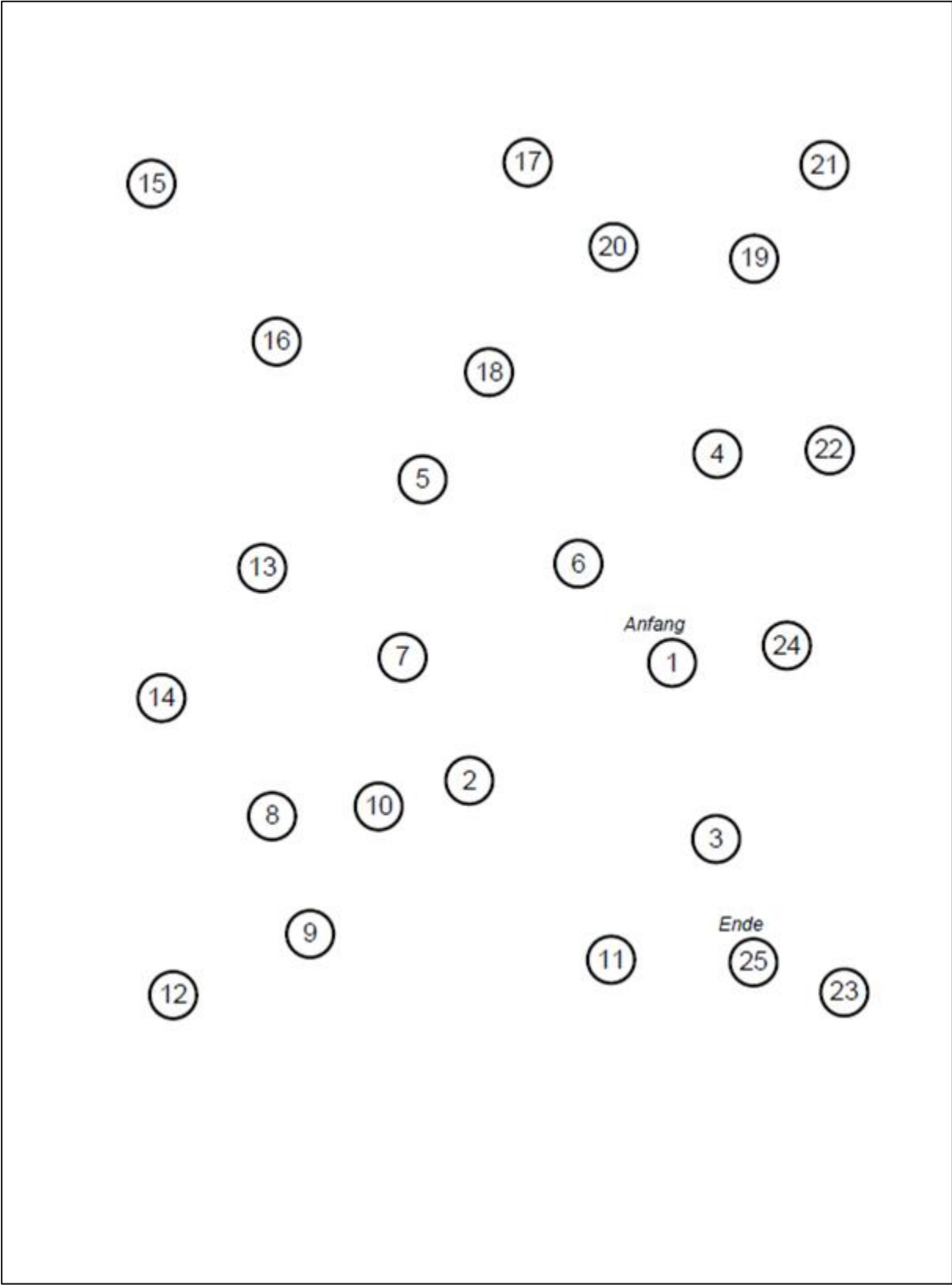


Abbildung 15: Trail-Making-Test - A

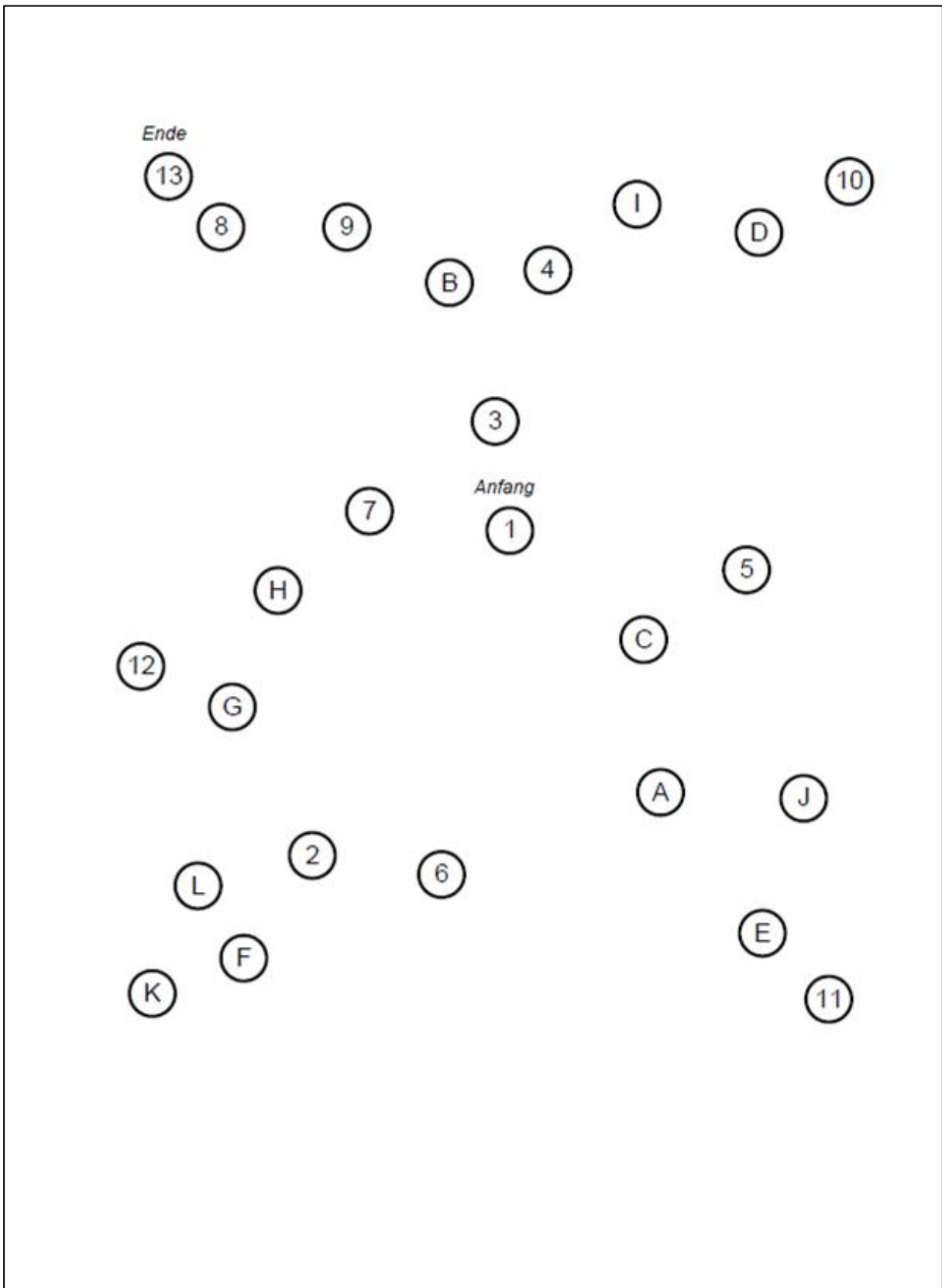


Abbildung 16: Trail-Making-Test – B

Zahlenspanne „vorwärts“

Aufgabe	1. Versuch	Punkte (0 od. 1)	2. Versuch	Punkte (0 od. 1)	Punkte gesamt (0, 1 od. 2)
1	6-2-9		3-7-5		
2	5-4-1-7		8-3-9-6		
3	3-6-9-2-5		6-9-4-7-1		
4	9-1-8-4-2-7		6-3-5-4-8-2		
5	1-2-8-5-3-4-6		2-8-1-4-9-7-5		
6	3-8-2-9-5-1-7-4		5-9-1-8-2-6-4-7		
Gesamtpunktzahl Zahlenspanne „vorwärts“					

Zahlenspanne „rückwärts“

Aufgabe	1. Versuch	Punkte (0 od. 1)	2. Versuch	Punkte (0 od. 1)	Punkte gesamt (0, 1 od. 2)
1	5-1		3-8		
2	4-9-3		5-2-6		
3	3-8-1-4		1-7-9-5		
4	6-2-9-7-2		4-8-5-2-7		
5	7-1-5-2-8-6		8-3-1-9-6-4		
6	4-7-3-9-1-2-8		8-1-2-9-3-6-5		
Gesamtpunktzahl Zahlenspanne „rückwärts“					

Abbildung 17: Zahlenspannentest “vorwärts” und “rückwärts”

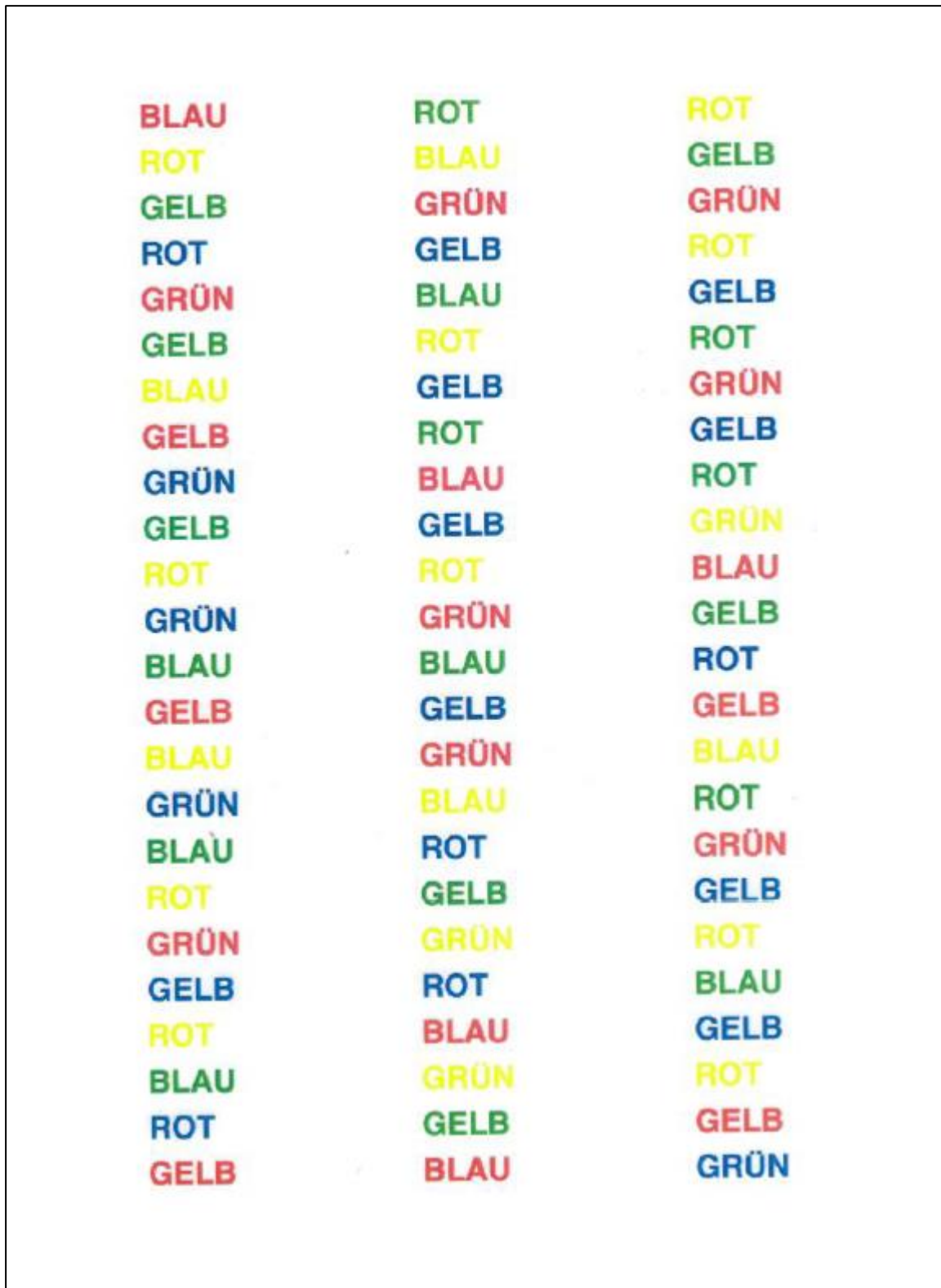


Abbildung 18: Stroop III (Farb-Wort-Interferenztest)

13.4 Fragebögen

Verletzungshistorie & Kniefunktion

Die nachfolgende Tabelle beinhaltet Fragen zur Anzahl, der Lokalisation (z.B. Knie, Schulter) und der Art (z.B. Zerrung oder Knochenbruch) der Verletzungen, die Sie bisher erlitten haben. Bitte geben Sie ebenfalls an, wann Sie diese Verletzung erlitten haben und welche folgen sich daraus für Sie in Bezug auf Trainingsausfall oder Arbeitsunfähigkeit ergeben haben. Anschließend geben Sie bitte eine Einschätzung, wie schwer Sie die Verletzung auf einer Skala von 1 bis 6 empfunden haben. Dabei ist 1 eine sehr leichte Verletzung und 6 eine sehr schwere Verletzung.

Hatten Sie eine Verletzung? () ja () nein

Nr.	D1) Lokalisation	D2) Art der Verletzung	D3) Zeitpunkt (Monat/ Jahr)	D4) Trainings- ausfall (Dauer in Tagen)	D5) Arbeitsun- fähigkeit (Dauer in Tagen)	D6) Wie schwer schätzen Sie die Ver- letzung ein?	D7) ereignete sich die Verlet- zung wäh- rend des Sports	D8) ereignete sich die Verlet- zung durch Personen- kontakt
	Kopf/Gesicht Nacken Schulter Oberarm Ellenbogen Unterarm Handgelenk Hand/Finger Brustkorb/Rippen Bauchregion Brustwirbelsäule Lendenwirbelsäule Beckenboden Hüfte Oberschenkel Knie Unterschenkel Sprunggelenk Fuß/Zehen Anderes:	Gelenkverletzung Knochenbruch Muskelverletzung Sehnenverletzung Bandverletzung Gehirnerschütterung	7/ 2014	25	3	1: sehr leicht 2 3 4 5 6: sehr schwer	Ja () Nein ()	Ja () Nein ()
1							Ja () Nein ()	Ja () Nein ()
2							Ja () Nein ()	Ja () Nein ()
3							Ja () Nein ()	Ja () Nein ()
4							Ja () Nein ()	Ja () Nein ()

(selbsterstellter, nicht-validierter Fragebogen)

Aktuelle Funktion des operierten bzw. unversehrten Knies (Lysholm)

Bitte kreuzen Sie jeweils an, welche Aussage die Funktion Ihres Beines am besten beschreibt:	
1. Hinken (5 Punkte)	
<input type="checkbox"/> kein Hinken	5
<input type="checkbox"/> leicht oder gelegentlich	3
<input type="checkbox"/> deutlich oder ständig	0
2. Gehhilfen (5 Punkte)	
<input type="checkbox"/> nein	5
<input type="checkbox"/> ja, Gehstützen oder Krücke	2
<input type="checkbox"/> Belastung unmöglich	0
3. Blockierung (15 Punkte)	
<input type="checkbox"/> Keine Blockierung und keine Einklemmungserscheinungen	15
<input type="checkbox"/> Einklemmungserscheinungen, aber keine Blockierung	10
<input type="checkbox"/> gelegentliche Blockierung	6
<input type="checkbox"/> momentane Blockierung	0
4. Instabilität (25 Punkte)	
<input type="checkbox"/> nie Instabilitätsgefühl	25
<input type="checkbox"/> gelegentlich beim Sport oder starker Belastung	20
<input type="checkbox"/> regelmäßig beim Sport oder starker Belastung	15
<input type="checkbox"/> gelegentlich bei alltäglicher Belastung	10
<input type="checkbox"/> häufig bei alltäglicher Belastung	5
<input type="checkbox"/> bei jedem Schnitt	0
5. Schmerzen (25 Punkte)	
<input type="checkbox"/> keine Schmerzen	25
<input type="checkbox"/> unregelmäßig und leicht bei starker Belastung	20
<input type="checkbox"/> deutlich bei starker Belastung	15
<input type="checkbox"/> deutlich bei oder nach einer Gehstrecke von mehr als 2km	10
<input type="checkbox"/> deutlich bei oder nach einer Gehstrecke von weniger als 2km	5
<input type="checkbox"/> ständige Schmerzen	0
6. Schwellung (10 Punkte)	
<input type="checkbox"/> keine Schwellung	10
<input type="checkbox"/> nach starker Belastung	6
<input type="checkbox"/> nach alltäglicher Belastung	2
<input type="checkbox"/> ständige Schwellung	0
7. Treppensteigen (10 Punkte)	
<input type="checkbox"/> keine Probleme	10
<input type="checkbox"/> leichte Einschränkung	6
<input type="checkbox"/> nur schrittweise möglich	2
<input type="checkbox"/> Treppensteigen unmöglich	0
8. Tiefe Hocke (5 Punkte)	
<input type="checkbox"/> keine Probleme	5
<input type="checkbox"/> leicht eingeschränkt	4
<input type="checkbox"/> nicht über 90 Grad	2
<input type="checkbox"/> unmöglich	0

Körperliche & Sportliche Aktivität

BEWEGUNGSVERHALTEN (IPAQ)

Bei den folgenden Fragen geht es um die Zeit, die Sie in den letzten 7 Tagen für **körperliche Aktivitäten** aufgewendet haben. Sie beinhalten Fragen über Aktivitäten, die Sie während der Arbeit machen, um von einem Ort zum anderen zu gelangen, die Teil Ihrer Haus- und Gartenarbeit sind und um Aktivitäten in Ihrer Freizeit für Erholung, Bewegung oder Sport. Bitte beantworten Sie diese Fragen auch, wenn Sie sich nicht für eine körperlich aktive Person halten.

Bitte denken Sie nun an alle intensiven körperlichen Aktivitäten der letzten 7 Tage. Mit „**intensiver körperlicher Aktivität**“ meinen wir starke körperliche Anstrengung, bei denen Sie viel schwerer atmen müssen als normalerweise. Bitte denken Sie bei den folgenden Fragen nur an solche körperlichen Tätigkeiten mit einer Dauer von mindestens 10 Minuten.

1. An wie vielen der letzten 7 Tage haben Sie sich körperlich intensiv betätigt – z.B. schwere Lasten getragen, den Garten umgraben, Aerobik, oder schnell Fahrrad gefahren?	<input type="text"/> Tage pro Woche <input type="radio"/> an keinem ⇒ Bitte gehen Sie zu Frage 3
2. An den Tagen, an denen Sie sich körperlich intensiv betätigen, wie viel Zeit verbringen Sie an einem dieser Tage für gewöhnlich damit?	<input type="text"/> Stunden pro Tag <input type="text"/> Minuten pro Tag

Bitte denken Sie nun an alle mittelschweren körperlichen Aktivitäten der letzten 7 Tage. Mit „**mittelschwerer körperlicher Aktivität**“ meinen wir mittelschwere körperliche Anstrengung, bei denen Sie etwas schwerer atmen müssen als normalerweise. Bitte denken Sie bei den folgenden Fragen nur an solche körperliche Tätigkeiten mit einer Dauer von mindestens 10 Minuten.

3. An wie vielen der letzten 7 Tage haben Sie mittelschwere körperliche Aktivitäten ausgeübt, z.B. leichte Lasten getragen oder Radfahren in normaler Geschwindigkeit? Bitte lassen Sie Spaziergänge, bzw. zu Fuß gehen bei dieser Frage unberücksichtigt	<input type="text"/> Tage pro Woche <input type="radio"/> an keinem ⇒ Bitte gehen Sie zu Frage 5
4. An den Tagen, an denen Sie sich körperlich mittelschwer betätigen, wie viel Zeit verbringen Sie an einem dieser Tage für gewöhnlich damit?	<input type="text"/> Stunden pro Tag <input type="text"/> Minuten pro Tag

Bitte denken Sie nun an Zeiten, an denen Sie in den letzten 7 Tagen **zu Fuß gegangen** sind. Dies umfasst Gehen am Arbeitsplatz und zu Hause, um von einem Ort zum anderen zu gelangen, und Gehen in Ihrer Freizeit für Erholung, Bewegung oder Sport.

5. An wie vielen der letzten 7 Tage sind Sie mindestens 10 Minuten am Stück zu Fuß gegangen?	<input type="text"/> Tage pro Woche <input type="radio"/> an keinem ⇒ Bitte gehen Sie zu Frage 7
6. An den Tagen, an denen Sie mindestens 10 Minuten am Stück zu Fuß gehen, wie lange gehen Sie an einem dieser Tage für gewöhnlich insgesamt zu Fuß?	<input type="text"/> Stunden pro Tag <input type="text"/> Minuten pro Tag

Aktueller Sport

Nr.	Welche Sportart/en üben Sie aus?	Wie häufig üben Sie diese aktuell normalerweise pro Woche aus? (Anzahl/ Woche)	Seit wann üben Sie diese aus? (Monat; Jahr)	Auf welchem Niveau üben Sie diese aus? F: Freizeitsport L: Leistungssport H: Hochleistungs-/ Profisport
	z.B. Radsport	z.B. 2x	z.B. seit Mai 2000	z.B. F
1				
2				
3				
4				
5				
6				

Würden Sie eine der von Ihnen genannten Sportarten als Ihre primär ausgeübte Sportart bezeichnen?

Ja () Nein ()

Wenn ja, welche? _____

(selbsterstellter, nicht-validierter Fragebogen)