



MASTERARBEIT | MASTER'S THESIS

Titel | Title

Veränderung der Knieglenkskinematik nach Ruptur des vorderen
Kreuzbandes bei ACL-operierten Probanden und Copern

verfasst von | submitted by

Nikolaus Kalina Bakk.rer.nat.

angestrebter akademischer Grad | in partial fulfilment of the requirements for the degree of
Master of Science (MSc)

Wien | Vienna, 2024

Studienkennzahl lt. Studienblatt |
Degree programme code as it appears on
the student record sheet:

UA 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt | Degree
programme as it appears on the student
record sheet:

Masterstudium Sportwissenschaft

Betreut von | Supervisor:

Ass.-Prof. Mag. Hans Kainz MSc PhD

Kurzfassung

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes zählt zu den häufigsten Sportverletzungen und zieht bei operativer Rekonstruktion einen langen Rehabilitationsprozess von etwa sechs bis neun Monaten nach sich. Obwohl die chirurgische Versorgung der Ruptur die gängige Praxis darstellt, gibt es Personen und insbesondere Sportler, die trotz eines nicht vorhandenen vorderen Kreuzbandes kein Instabilitätsgefühl im Kniegelenk aufweisen. Diese Personengruppe wird in der Literatur als Coper beschrieben. Bislang wurden nur wenige Studien zu den genauen Mechanismen der Kniegelenksstabilisierungsstrategie (sowohl kinematisch als auch neuromuskulär) der Coper durchgeführt. Folglich gestaltet sich das Einbetten rehabilitationsspezifischer Maßnahmen in der Physiotherapie und Trainingstherapie sehr schwierig, da es keine klaren Richtlinien gibt.

Im Rahmen der vorliegenden Studie erfolgt eine Untersuchung von vier gängigen Testverfahren zur Bestimmung von Kinematik und funktioneller Leistungsfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Die Testverfahren werden zwischen drei Gruppen (Coper, ACL-OP, gesund) verglichen.

Die Studie wurde mit insgesamt 15 Probanden durchgeführt, die in drei Gruppen zu je fünf Personen aufgeteilt wurden. Die Gruppen setzten sich wie folgt zusammen: Gruppe Coper (n=5), Gruppe ACL-OP (n=5) und Gruppe gesund (n=5). Das Durchschnittsalter der Probanden betrug $30,33 \pm 3,66$ Jahre. Die Datenerfassung erfolgte mittels eines 3D-Bewegungsanalyse-Systems (Vicon 3D-Motion-Capture-System) und Kraftmessplatten, aus welchen zur weiteren Analyse ein subjektspezifisches muskuloskelettales Modell erstellt wurde. Von besonderem Interesse waren hierbei die bewegungsdynamischen Veränderungen und Asymmetrien der Gelenkskinematik zwischen Copern und Personen mit einer Operation am vorderen Kreuzband (ACL-OP) im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe sowie der Vergleich zwischen der betroffenen Extremität und der kontralateralen Seite. Es wird angenommen, dass es zu einer deutlichen Veränderung der Bewegungsdynamik bei der Gruppe der Coper und ACL-OP, im Vergleich zur Kontrollgruppe kommt. Dies könnte weitere Einblicke in die Strategien zur Stabilisierung des Kniegelenkes ermöglichen.

Des Weiteren erfolgt ein Vergleich zwischen einem weniger gelenksbelastenden Test (Step-Test), welcher früh im Rehabilitationsprozess durchgeführt werden kann, und einem hochgradig belastenden Test (Single-Leg-Hop for Distance Test), welcher erst in den letzten Phasen des Return-to-Sport-Prozesses durchgeführt wird. Es wird

postuliert, dass signifikante Unterschiede in der Kinematik bereits bei geringeren Belastungen auftreten, was die Entwicklung rehabilitationsspezifischer Maßnahmen in den frühen Phasen der Wundheilung ermöglicht.

Die zentralen Erkenntnisse der Studie lassen sich wie folgt zusammenfassen: Die Gruppe der Copern wies geringere Gelenkwinkel auf als die ACL-OP-Gruppe und die Kontrollgruppe. Beim Single-Leg-Hop zeigte sich bei der Knieflexion ein umgekehrtes Ergebnis: Die Gelenkwinkel waren bei den Coper größer als bei der ACL-OP-Gruppe und den gesunden Probanden.

Beim Vergleich zwischen Step-Test und Single-Leg-Hop-Test zeigen sich bis auf eine vermehrte Hüftabduktion beim Single-Leg-Hop-Test, keine relevanten Unterschiede. Im Rahmen eines Vergleichs zwischen Step-Test und Single-Leg-Hop-Test konnten keine relevanten Unterschiede festgestellt werden, mit Ausnahme einer vermehrten Hüftabduktion beim Single-Leg-Hop-Test. Diese Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass es schon bei geringen Gelenksbelastungen zu einer deutlichen Veränderung der Kinematik bei dynamischen Belastungen kommt. Daraus lässt sich ableiten, dass bei Testungen mit geringer Gelenksbelastung, wie beispielsweise dem Step-Test, pathologische Bewegungsmuster auftreten, die in einer frühen Phase des Rehabilitationsprozesses behandelt werden können.

Abstract

The rupture of the anterior cruciate ligament (ACL) is one of the most common sports injuries and involves a long rehabilitation process of about six to nine months when surgically reconstructed. Although surgical treatment of the rupture is standard practice, there are individuals, particularly athletes, who do not experience a sense of instability in the knee joint despite the absence of an ACL. This group of individuals is referred to in the literature as Copers. To date, only a few studies have investigated the exact mechanisms behind the knee joint stabilization strategy (both kinematic and neuromuscular) of copers. Consequently, integrating rehabilitation-specific measures in physical therapy and training therapy is very challenging due to the lack of clear guidelines.

In the present study, four different and common tests for determining kinematics and functional performance after ACL rupture are examined and compared between three groups (Copers, ACL-OP, healthy). A total of 15 subjects (age 30.33 ± 3.66), divided into 5 Persons per group, participated in this study. Data collection was recorded using a 3D motion analysis system (Vicon 3D Motion Capture System) and force plates, from which a subject-specific musculoskeletal model was created for further analysis. Of particular interest were the dynamic changes and asymmetries in joint kinematics between copers and ACL-reconstructed individuals compared to the healthy control group, as well as the comparison between the affected limb and the contralateral side. It is assumed that there will be a clear dynamic change in the movement in the copers and ACL-OP groups compared to the control group, which can provide further insight into joint stabilization strategies.

Additionally, a comparison is made between a less joint-straining test (step test), which can be performed early in the rehabilitation process, and a highly demanding test (single-leg hop for distance test), which is performed only in the final phases of the return-to-sport process. It is assumed that significant differences in kinematics will become apparent even at lower loads, making it possible to develop rehabilitation-specific measures in the early phases of the healing process.

The main findings of the study were that the copers group showed smaller joint angles compared to the ACL-OP group and the control group. Only in the single-leg hop test did the knee flexion show a reversed result, with a larger joint angle in the copers compared to the ACL-OP group and the healthy subjects.

When comparing the step test and the single-leg hop test, no relevant differences were observed except for increased hip abduction in the single-leg hop test.

These results suggest that despite the absence of a Giving-away-feeling in the Copers and surgical reconstructed individuals, there is a change in kinematics during dynamic loads. It can also be inferred that pathological movement patterns can occur in tests with low joint load (e.g., step test), which can be addressed in the early phase of the rehabilitation process.

Danksagung

Mein Dank geht an:

Herrn Ass.-Prof. Mag. Hans Kainz, MSc PhD für die Betreuung dieser Arbeit, welche sich über einen langen Zeitraum mit vielen Höhen und Tiefen erstreckt hat. Dafür, dass er jederzeit für Fragen und Inputs für mich greifbar war und mich mit seiner Kompetenz und vor allem außerordentlichen Hilfsbereitschaft auf diesem Weg begleitet und angespornt hat.

Alle Teilnehmer dieser Studie, welche viel Freizeit opferten, um diese Arbeit möglich zu machen.

Herrn Dr. Thomas Köller, welcher mich an einer Vielzahl von Mittwoch Nachmittagen bei der statistischen Auswertung unterstützte und neben hoher fachlicher Kompetenz, ein hohes Maß an Geduld mit mir und der Thematik aufzeigte.

Frau Julia Berger, MSc welche mich auf (tlw. unkonventionelle) Art animierte immer wieder neue Motivation für die Arbeit zu finden ~und mir zeigte, dass Autowaschen im Winter sehr kalt sein kann ~

Herrn Wolfgang Gnedt und die Moving Freizeitanlage Wimpassing, welcher als Arbeitgeber viel Verständnis, Unterstützung und mit unzähligen Zahlen an kopierten Seiten diese Arbeit unterstützte.

Zu guter Letzt möchte ich meiner Familie danken-welche mich zu Jederzeit und in allen Lebenslagen mit Motivation, viel Verständnis und vor allem Herzlichkeit bei Erfolg und Misserfolg unterstützten.

Inhaltsverzeichnis

KURZFASSUNG	2
ABSTRACT	4
DANKSAGUNG	6
EINLEITUNG	9
PHYSIOLOGISCHE GRUNDLAGEN	11
ANATOMIE DER UNTEREN EXTREMITÄT:	11
Das Kniegelenk	11
RUPTUR DES VORDEREN KREUZBANDES	18
WIE KOMMT ES ZUR RUPTUR DES VORDEREN KREUZBANDES?	18
MECHANISMEN VKR	19
Auswirkungen der VKR auf die Biomechanik	19
Neuromuskuläre Defizite nach Ruptur des Kreuzbandes	20
Bewegungskinematik nach Ruptur des Kreuzbandes	21
COPER VS. NONCOPER	25
METHODE	26
Probanden:	26
PROCEDERE:	28
Markermodell:	29
Tests:	30
Daten Analyse:	34
Statistische Auswertung:	35
ERGEBNISSE:	37
ERGEBNISSE STEP-TEST	37
Fragestellung ad Step-Test:	37
Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim Step-Test	37
ERGEBNISSE 90° HOP-TEST	40
Fragestellung ad 90° Hop-Test:	40
Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim 90° Hop-Test:	40
ERGEBNISSE SINGLE-LEG-HOP DISTANCE TEST	44
Fragestellung ad 90° Hop-Test:	44
Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim Single-Leg-Hop for Distance	45
ERGEBNISSE TRIPPLE CROSS OVER DISTANCE TEST	48
Fragestellung ad Tripple Cross Over Test:	48
Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim Tripple Cross Over for Distance:	49
ERGEBNISSE TEST VERGLEICH: STEP-TEST VS. SINGLE-LEG-HOP DISTANCE	52
Fragestellung Test Vergleich:	52
Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim Vergleich zwischen Test und Single Leg Hop-Test:	52
ZUSAMMENFASSUNG ERGEBNISSE:	53
DISKUSSION:	56
LIMITATIONEN:	58

SCHLUSSFOLGERUNG	59
LITERATURVERZEICHNIS	60
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	64
APPENDIX	66
TEST-PROTOKOLL ACL STUDIE	66

Einleitung

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKR) weist in Deutschland eine Inzidenz von 46/100.000 auf und zählt somit zu den häufigsten Sportverletzungen. (Kohn, Reusch, Rauch, 2020)

Die operative Rekonstruktion wird speziell bei sportlich aktiven Menschen einerseits das durch die Ruptur entstandene Instabilitätsgefühl zu beheben und andererseits degenerativen Langzeitfolgen vorzubeugen. Allerdings muss bei der Vermeidung von degenerativen Prozessen berücksichtigt werden, dass ein operativer Eingriff keine Garantie für die Vermeidung von Langzeitfolgen bietet. In einer groß angelegten Studie von Kessler et al. (2008) mit 109 Patienten (davon 60 operativ behandelt und 49 konservativ) und einem Follow-up von 11 Jahren konnten nachgewiesen werden, dass die Gefahr für Abnützungserscheinungen wie beispielsweise Osteoarthritis nach einer operativen Rekonstruktion gleich oder sogar höher ist als bei einer konservativen Therapie. Sowohl die chirurgische als auch die konservative Therapie zeigen in einer Vielzahl von Studien sowohl Stärken als auch Schwächen. Die Studienlage ist bei weitem nicht eindeutig, was das beste Behandlungsschema angeht. Diese Unklarheit führt zu einer kritischen Reflexion der bisherigen Strategien bei der zunehmend individualisierten Ausgestaltung des Rehabilitationsverfahrens. Es werden Versuche unternommen, die Personen in sogenannte Coper und Non-Coper zu unterteilen. Der Begriff Coper wird verwendet, wenn eine Person trotz Risses des (vorderen) Kreuzbandes kein Instabilitätsgefühl aufweist und Cutting- & Pivoting-Sportarten durchführen kann. Die genauen Mechanismen, die diesem Phänomen zugrunde liegen, sind jedoch noch nicht vollständig verstanden und ein standardisiertes Testverfahren zur Einteilung in „Coper“ und „Non-Coper“ existiert bislang nicht (Kohn, 2011).

In den meisten Studien zu diesem Thema werden in erster Linie gesunde Personen operativ versorgten VKR verglichen oder gesunde Probanden mit Copern. In der Literatur findet man Arbeiten, die alle drei Gruppierungen (gesund, operativ versorgt, konservativ versorgt) gegenüberstellen.

Die vorliegende Arbeit soll eine Ergänzung zum bisherigen Forschungsstand liefern, wenn sie nicht alle Aspekte abdecken kann. Im Gegensatz zu einer Vorstudie wird der Aspekt der passiven Stabilität (festgestellt durch klinische Tests wie Pivot-Shift und Anterior Drawer-Test) nicht berücksichtigt und der Fokus stattdessen auf die aktive Stabilität des Kniegelenkes gelegt. Die Testbatterie umfasst einen Balance-Test, einen Step-Test, einen 90° Hop-Test mit Innenrotation, einen Single Leg Hop Test for Distance sowie einen Triple Cross-Over-Hop. (Kotsifaki et al., 2019; et al., 2000) (Ebert et al., 2021) (Kurz et al., 2016)

Mittels Kraftmessplatten und Vicon-Videosystem werden kinematische und dynamische Daten erhoben. Die aufgezeichneten Daten werden hinsichtlich der Gelenkswinkel des Sprunggelenks, Kniegelenks, Hüftgelenks (Flexion und Abduktion/Adduktion) analysiert und auf folgende Fragestellungen untersucht: Gibt es einen Unterschied bezüglich der Gelenkswinkel der unteren Extremität bei den verschiedenen Tests bezüglich der Gruppenzugehörigkeit (gesund, ACL-OP, Coper) sowie zwischen der ipsilateralen und kontralateralen Seite. Es wird davon ausgegangen, dass es nach dem Riss des vorderen Kreuzbandes zu einer Veränderung der Kinematik sowohl in der Gruppe Coper als auch der operativ versorgten Probanden kommt.

Eine weitere Fragestellung, deren Klärung für die Rehabilitationspraxis von Relevanz sein könnte, betrifft den Vergleich der Kinematik zwischen dem Step-Test und dem Hop for Distance Test. Dies ist insofern von Bedeutung, als beim Step-Test im Vergleich zum Single-Leg-Hop for Distance Test relativ geringe Gelenkbelastungen auftreten, sodass dieser Test bereits in einer früheren Phase des Rehabilitationsprozesses durchgeführt werden kann, um nicht physiologische Bewegungsmuster zu identifizieren. Es wird davon ausgegangen, dass eine vermehrt pathologische Gelenkstellung zu beobachten ist, je höher die Gelenkbelastung beziehungsweise je anspruchsvoller der Test für das betroffene Gelenk ist.

Physiologische Grundlagen

Anatomie der unteren Extremität:

Die unteren Extremitäten setzen sich zusammen aus dem Becken(Pelvis), dem Hüftgelenk (Articulation coxae), dem Kniegelenk (Articulation genus) und dem Fußgelenk (Articulation talocruralis). Die Verbindung der unteren Extremitäten mit dem Becken erfolgt über das Hüftgelenk, welches sich aus dem Oberschenkelbein (Caput femoris) und der Hüftgelenkspfanne (Facies lunata acetabuli) zusammensetzt. (Zimmer & Appel, 2021) Das Kniegelenk setzt sich aus dem Oberschenkelknochen (Femur) und dem Schienbein (Tibia) zusammen. Weiterführend bilden das Schienbein (Tibia), das Wadenbein (Fibula) und das Sprunggelenk (Talus) das Fußgelenk.

Das Zusammenspiel dieser Gelenke und die involvierte Muskulatur dienen einer stabilen aufrechten Körperhaltung und andererseits der Fortbewegung in allen möglichen Arten (Gehen, Laufen, Springen). Die korrekte Funktionsweise des Kniegelenks ist ein Hauptaugenmerk in dieser Studie gelegt wird, erfordert ein anatomisches Verständnis aller beteiligten Strukturen der unteren Extremität. Das Kniegelenk stellt die Verbindung zwischen dem Oberschenkelknochen (Femur) und dem Schienbein (Tibia) dar. Von diesen Enden eine Verbindung zum Hüftgelenk und zum Sprunggelenk besteht. Die Betrachtung aller Gelenke der unteren Extremität in gegenseitiger Wechselwirkung steht im Gegensatz zur isolierten Betrachtung nicht zielführend.

Das Kniegelenk

Das Kniegelenk stellt das größte und komplexeste Gelenk des menschlichen Körpers dar. Es wird knöchern aus dem Femur (Oberschenkelknochen), der Tibia (Schienbein) und der Patella (Kniescheibe) gebildet. Die Fibula (Wadenbein) ist zwar an der Tibia angelagert, jedoch nicht an der Gelenkbildung beteiligt.

Die gelenkige Verbindung von Femur und Tibia wird als Femorotibialgelenk bezeichnet und stellt die Verbindung zwischen Femur und Patella als Femoropatellargelenk dar (Zimmer & Appel, 2021). Das Kniegelenk (Articulation genus) weist eine Sonderstellung

hinsichtlich seiner Funktion auf, da bei der Beugung eine Abroll- und Gleitbewegung stattfindet und es im gebeugten Zustand auch eine Rotation zulässt. Die generellen Freiheitsgrade des Kniegelenkes lassen ein Bewegungsausmaß in die Flexion (Beugung) von ca. 120° – 150° , Hyperextension (Überstreckung) von ca. -5° , Flexion (Beugung) von 120° – 150° , Außenrotation von 30° – 40° und eine Innenrotation von ca. 10° zu. Dabei ist, dass die Außen- und Innenrotation lediglich in einer flektierten Position möglich ist. (Banzer, Pfeifer & Vogt, 2004)

Passive Struktur des Kniegelenkes

Zu den passiven Strukturen des Kniegelenks gehören die knöchernen Strukturen aus dem Femur, der Tibia und der Patella bestehen. Zum Schutz vor Abnutzung ist das Femur mit Knorpel überzogen (Femurkondylen). Die passive Stabilisierung und das Kniegelenkes erfolgt durch die beiden Seitenbänder (Ligamentum collaterale fibulare & Ligamentum collaterale tibiale), zwei Kreuzbänder (Ligamentum cruciatum anterior & Ligamentum cruciatum posterius) sowie die Menisken.

Knochen des Kniegelenkes

Wie bereits dargestellt, besteht das Kniegelenk aus knöchernen Elementen, nämlich dem Femur, der Tibia und der Patella. Die Gelenksfläche des Femorotibialgelenkes, die mit Knorpel überzogen ist, wird als Femurkondyl bezeichnet. Dieser teilt sich in zwei Teile: den medialen (innenseitigen) Femurkondylus und den lateralen (außenseitigen) Femurkondylus. Der laterale Femurkondylus steht dem Tibiaplateau gegenüber (Zippert, 2013). Bei Betrachtung der Kondylen des Femurs von der Seite fällt auf, dass sie nicht kreisförmig sind, sondern eine Krümmung von vorne nach hinten aufweisen. (Zippert, 2013) Der Aufbau der Gelenksfläche des Tibiaplateaus weist medial eine leicht konkave und lateral eine leicht konvexe Gelenksfläche auf. Diese Form ist vorteilhaft für die Roll-/Gleitbewegung des Kniegelenks, da ansonsten der Femur am Ende der Tibia abrutschen würde (siehe Abb. 1).

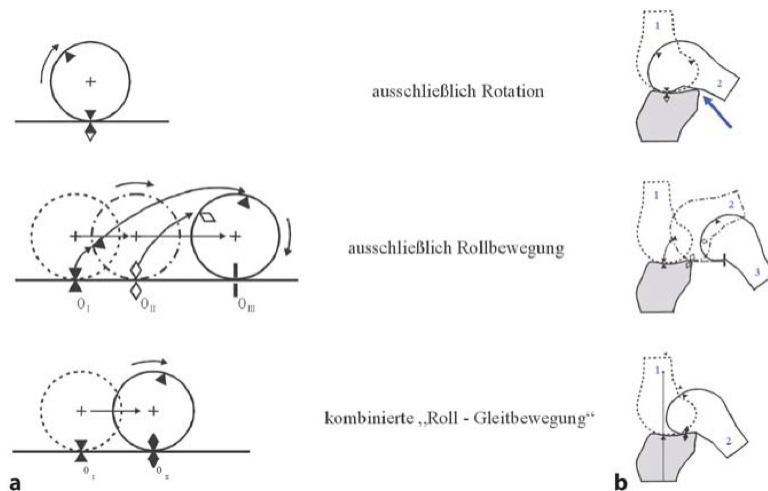


Abbildung 1: Roll-/Gleitbewegung des Kniegelenkes (Schwitalla, et al., 2000)

Knorpel und Meniskus

Der durchschnittliche deutsche Einwohner legt pro Tag 5.205 Schritte zurück beziehungsweise 36.435 Schritten pro Woche, 1.899.825 Schritten pro Jahr. Bei einer durchschnittlichen Lebenserwartung von 83,6 Jahren einer Gesamtsschrittzahl von 156.649.680 Schritten während des ganzen Lebensentspricht. (Althoff et al., 2019)

Das Kniegelenk ist beim Gehen einer hohen Belastung ausgesetzt, was im Laufe der Zeit zu Verschleißerscheinungen führt. Um diesen Verschleiß so langsam wie möglich voranschreiten zu lassen, ist der Femur von einer Knorpelstruktur überzogen (Femurkondylen), welche die unebene Struktur des Knochens glättet und gleitet. Um den Tibiakopf vor Abnutzung zu schützen und gleichzeitig die Kontaktfläche zu vergrößern, befinden sich an der Oberfläche des Tibiakopfes die Menisken und eine laterale Knorpelstruktur. Diese sind C-förmige Scheiben aus Faserknorpel, welche durch Bänder verbunden und an der Tibia angehaftet sind. Ihre Enden sind jedoch sonst beweglich, sodass sie sich an die unterschiedlichen Krümmungen der Femurkondylen anpassen können. (Zimmer & Appel, 2021)

Zusammengefasst erfüllen Knorpel und Meniskus folgende Aufgaben:

1. Kraftübertragung von Tibia zu Femur. Diese wird beeinflusst von der Krümmung des Femurs (Flexionswinkel (bei 0°-90° Flexion werden ca. 50% der Gesamtkraft übertragen) und der Zeit.

2. Kontaktflächenvergrößerung
 3. Kraftverteilung
 4. Stoßdämpfung
 5. Verteilung der Synovialflüssigkeit (Gelenksflüssigkeit) zur besseren Schmie
 6. Schutz vor Schädigung der knöchernen Strukturen
- (Zimmer & Appel, 2021)

Bänderdes Kniegelenkes

Das Kniegelenk weist keine Gelenkspfanne auf und die Gelenkflächen sind relativ eben. Deshalb sind zur Stabilisierung und Führung Bänder erforderlich. Insgesamt übernehmen vier Bänder diese Aufgabe. Die beiden Seitenbänder (Lig. collaterale lat. & Lig. collaterale med.) verhindern, dass das Gelenk nach medial und lateral aufklappt. Die beiden Kreuzbänder (Lig. cruciatum ant. & Lig. cruciatum post.) dienen der Sicherung des Kniegelenks vor Translationsbewegungen in der Sagittalebene. (Zimmer & Appel, 2021)

Das vordere Kreuzband:

Das vordere Kreuzband zieht von der lateralen Fläche der Fossa intercondylaris nach vorne-innen-abwärts zum vorderen Bereich des tibialen Kniegelenks. Es liegt zwischen den tibialen Knochenarealen. (Zimmer & Appel, 2021) Es schützt das Kniegelenk vor einer zu großen Translationsbewegung nach anterior und verhindert durch das Zusammenspiel mit dem hinteren Kreuzband auch eine zu große Rotationsbewegung. Neben der mechanischen Sicherung des Kniegelenkes übernimmt das vordere Kreuzband auch eine wichtige Rolle in der Innervierung der umgebenden Muskeln sowie der Propriozeption. Es verfügt über ein ausgedehntes Netzwerk an Mechanorezeptoren, welches aus Golgi-Sehnenorganen sowie Ruffini- und Pacini-Körperchen, aber auch freie Nervenfasern gebildet wird. (Kohn, Rembeck, & Rauch, 2020) Das Netzwerk spielt eine entscheidende Rolle für die Stabilität des Gelenks, da es durch eine Schutzspannung zur Vermeidung von Verletzungen zuständig ist. Eine willentliche Kontraktion weist eine Latenzzeit von ca. 90 ms auf, die in manchen Fällen nicht ausreicht, um auf einen unvorhergesehenen Belastungsreiz zu reagieren (Bonsfills et al., 2008). Im Gegensatz zu einer willentlichen Kontraktion ist eine sensomotorische Regulierung durch die Mechanorezeptoren deutlich schneller. Die Latenzzeit der

Nervenendigungen, welche auf Schmerz reagieren, liegt bei 0,5–35 Millisekunden. Leitungsgeschwindigkeit der Pacini-Körperchen und Ruffini-Körperchen, welche Informationen über Spannungsänderungen verarbeiten und weitergeben, beträgt 35 Millisekunden. Die Golgi-Sehnenorgane (Stellungsänderung) benötigen 80–120 Millisekunden. (Lübken, Spengler, Claes, Melnyk & Friemert, 2008)

Muskeln des Kniegelenkes

Die Muskelgruppen des Beines werden in zwei Bereiche unterteilt, die Oberschenkelmuskulatur und Unterschenkelmuskulatur bezeichnet werden. Die Oberschenkelmuskulatur hat ihren Ursprung an Becken und Hüfte und ihre Ansatzpunkte am Oberschenkelknochen oder am Kopf des Unterschenkels. Sie ist hauptverantwortlich für die Hüft- und Kniebeugung und -streckung sowie für die Innen- und Außenrotation. Die ventrale Oberschenkelmuskulatur (Musculus quadriceps femoris) ist nahezu ausschließlich für die Streckung des Kniegelenkes verantwortlich. Die dorsale (ischiokrurale Muskulatur) hingegen hat eine antagonistische Wirkung und ist für die Beugung des Kniegelenkes zuständig. Die Quadriceps- und Ischiokrurale Muskulatur sind jedoch nicht nur für die Bewegung des Gelenkes von Bedeutung, sondern spielen auch einen wesentlichen Anteil an der Kontrolle und Stabilität des Kniegelenkes. Die Unterschenkelmuskulatur lässt sich in drei Gruppen unterteilen. Die gastrocnemius-Muskulatur, die sich auf der Rückseite der Unterschenkelknochen befindet (gastrocnemius triceps surae), bewirkt eine Plantarflexion sowie eine Beugung der Zehen und eine Inversion des Sprunggelenkes. (Zimmer & Appel, 2021) Als wichtigster Muskel der Vorderseite des Schienbeins der Musculus tibialis anterior zu nennen, der Dorsalflexion, Supination und Adduktion des Fußes bewirkt. (Calais-Germain, 2008)

Einfluss der Quadriceps und Ischiokrurale Muskulatur auf die Stabilität des Kniegelenkes

Der Musculus Quadriceps Femoris setzt sich aus vier Anteilen zusammen:

1. M. Rectus Femoris
2. M. Vastus Medialis
3. M. Vastus Lateralis
4. M. Vastus Intermedius

Die Streckmuskulatur des Kniegelenkes wird durch die Musculi vasti medialis, und intermedius sowie den Musculus rectus femoris gebildet. Ihre Ursprünge sich am Femur und am Darmbein. Ihre Enden finden sich in der Patellarsehne ihren Ansatz an der Tuberositas tibiae hat.

Die ischiokrurale Muskulatur fungiert als Gegenspieler und ist für die Beugung des Kniegelenkes zuständig. Sie setzt sich aus Musculus Semitendinosus, Musculus Semimembranosus und dem Musculus Biceps Femoris zusammen. Ihre Ursprünge befinden sich an der Tuber ischiadicum, während ihre Ansatzstellen am medialen Teil der Tibia und am lateralen Teil der Fibula liegen. (Zimmer & Appel, 2021)

Diese beiden Muskelgruppen erfüllen jedoch nicht nur die Funktion der Flexion und Extension des Kniegelenkes, sondern haben auch eine entscheidende Rolle in der Stabilisierung und dem Schutz des Gelenkes inne. Insbesondere die antagonistische und synergistische Wirkung dieser beiden Muskeln ist hier von besonderer Bedeutung. Bei isolierter Aktivierung des Quadriceps erfolgt eine Translation des Schienbeins nach anterior. Allerdings berichten Li et al. (1998), dass eine isolierte Quadriceps-Aktivierung nur bedingt zu einer anterioren Translation der Tibia führt und damit vorwiegend auf das vordere Kreuzband auslöst. Denn ab einem Gelenkwinkel ab 15° reduziert sich dieser Effekt. Der Effekt bleibt jedoch nicht gänzlich aus. Dies ist auf die antagonistische Wirkung der ischiokruralen Muskulatur zurückzuführen. Durch ihren Ansatz am Tibia- und Fibulakopf zieht sie das Kniegelenk nach posterior.

Neuere Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass die Quadriceps-Muskulatur eine wichtige Rolle in der Unterstützung und dem Schutz des vorderen Kreuzbandes spielt. Dies ist jedoch abhängig von der Ausführung der Bewegung, insbesondere davon, ob die Bewegung in einer offenen oder geschlossenen kinematischen Kette stattfindet. Bei der Knieextension auf einer Beinstrecker-Maschine im Sitzen (offene kinematische Kette) befindet sich das Punctum Fixum des Femurs. Der Kraftvektor des Quadriceps zieht die Tibia an und zieht superior und anterior, was eine anteriore Translation bewirkt.



Abbildung 2: Offene Kinematische Kette Quadriceps Aktivierung. Der quadriceps Vektor

superiore Qb Tibia-Femorale Komponenten. (Boder, 2011)

Im Rahmen einer stehenden Ausführung einer Streckbewegung aus der Hockaufrechten Stand ist das Punctum Fixum der Unterschenkel. Die Kraftvektoren der Quadriceps setzen dabei am Femur an und ziehen die Tibia nach posterior, wo eine große Spannung auf das vordere Kreuzband verhindert wird. Die zusätzliche Krafteinwirkung durch die ischiokrurale Muskulatur ist isoliert betrachtet nicht notwendig. (Boder, 2011)



Abbildung 3: Geschlossene Kinematische Kette Quadriceps Aktivierung. Der Quadriceps

inferiore Qb Femor-Tibiale Anteile. (Boder, 2011)

In der Realität, unter Einbezug komplexer Bewegungsabläufe, ist das Zusammenspiel der Muskelgruppen jedoch von entscheidender Bedeutung für eine effektive Stabilisierung des Knies.

Einfluss der Unterschenkel-Muskulatur auf die Stabilität des Kniegelenkes

Der Musculus Gastrocnemius ist der einzige Muskel des Unterschenkels, der das Kniegelenk einwirkt. Er hat seinen Ursprung am Epicondylus lateralis femoris und setzt über die Achillessehne am Talus an. Neben der Plantarflexion und Supination des Sprunggelenkes ist er auch in der Lage, eine Flexion des Kniegelenkes bewirken. Dennoch sind die weiteren Muskeln des Unterschenkels nicht unbedingt an der Stabilität des Kniegelenkes beteiligt (Zimmer & Appel, 2021). Da das Kniegelenk zwischen Hüftgelenk und Sprunggelenk liegt, wird es in erheblichem Maße von beiden beeinflusst. Rahimi et al. (2016) berichten, dass es einen signifikanten Zusammenhang zwischen Sprunggelenkspathologien und Kreuzbandverletzungen gibt. Die Muskeln der Unterschenkelmuskulatur beeinflussen wiederum die Stellung und Funktion des Sprunggelenkes und nehmen somit Einfluss auf die Stabilität des Kniegelenkes.

Ruptur des vorderen Kreuzbandes

Mit einer Inzidenz von 46/100.000 (in Deutschland) zählt die Ruptur des vorderen Kreuzbandes zu einer der häufigsten Sportverletzungen. (Kohn, Rembeck, & Rahn, 2019) Die betroffenen Personen geben ein deutliches Instabilitätsgefühl des Kniegelenkes (Giving Away) an und ist ein Leitsymptom der sogenannten vorderen Schublade (Zimmer & Appel, 2021)

Wie kommt es zur Ruptur des Vorderen Kreuzbandes?

Die VKR manifestiert sich häufig in Cutting-Sportarten, beispielsweise Ballsportarten, bei denen schnelle Richtungswechsel und Sprünge ausgeführt werden. In der Regel erfolgt die Ruptur des vorderen Kreuzbandes ohne Fremdeinwirkung. Die leichte Beugung des Hüft- und Kniegelenks in Verbindung mit einer Valgusstellung sowie eine Rotation des Unterschenkels nach außen oder innen stellen begünstigende Umstände für die Ruptur des vorderen Kreuzbandes dar. In dieser Position des Kniegelenkes kommt es zu einer hohen Spannung des Bandes. Von besonderer Wichtigkeit ist die Wirkung der Muskulatur in dieser Position, welche den Tibiakopf gegen die anterioren Trabekeln sichert. Durch einen geringen Flexionswinkel in Hüft- und Kniegelenk kommt es zu einem ungünstigen Kraft-Wirkungs-Verhältnis und auch zu einer geringeren passiven Vorspannung der Muskulatur. (Petersen, Rosenbaum & Raschke, 2005)

Mechanismen der VKR

Das vordere Kreuzband erfüllt zwei wesentliche Funktionen. Einerseits gewährleistet die mechanische Sicherung des Kniegelenks (Verbindung Femur und Tibia) gegen eine Translation nach anterior sowie in Verbindung mit dem hinteren Kreuzband eine starke Rotationsbewegung. Ein ausgedehntes Netzwerk an Rezeptoren (Golgi-Sehnenorgan, Ruffini- und Pacini-Körperchen) gewährleistet zudem die Innervation der agonistischen ischokruralen Muskulatur. (Kohn, Rembeck & Rauch, 2020)

Auswirkungen der VKR auf die Biomechanik

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes hat eine Vielzahl an Auswirkungen auf die Kinematik des Kniegelenkes. Eine bis zu einem gewissen Grad anteriore tibiale Translation (ATT) des Gelenkes kommt auch in einem unverletzten Knie vor. Hier kann es bei einer Flexionsstellung zu einer ATT von bis zu 5,5 mm kommen. Nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes kann diese jedoch bis zu 15 mm betragen. Der Verlauf des Bandes von posterior am Femur nach antero-medial an der Tibia bewirkt eine Vermeidung einer zu starken medialen Rotation des Gelenks. Zudem zentriert es in Verbindung mit anderen Bandstrukturen des Gelenks (hinteres Kreuzband und Seitenbänder) auch die Gelenkflächen. Bei Fehlen des vorderen Kreuzbandes kommt es zu einer Verschiebung des Dreh- und Druckpunktes nach medial (siehe Abb. 5) (Domnick, Raschke, & ... 2016).

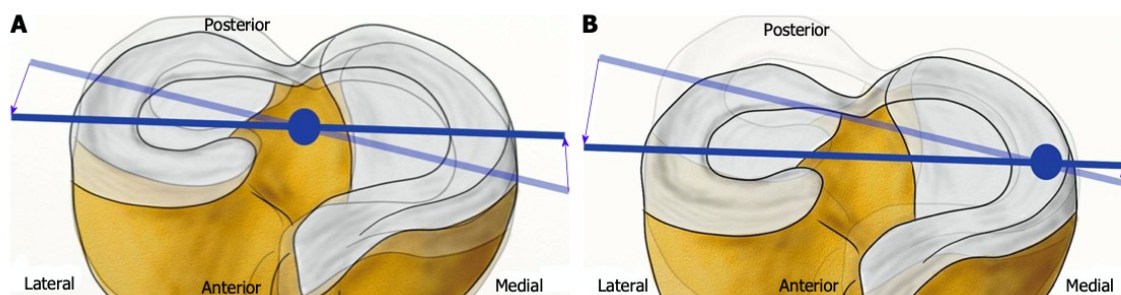


Abbildung 4: Veränderung der Rotationsaxe nach VKR vom Zentrum nach Medial. (Domnick, Raschke, & ... 2016).

Neuromuskuläre Defizite nach Ruptur des Kreuzbandes

Neben der passiven/mechanischen Stabilität, die durch das vordere Kreuzband gewährleistet wird, zeigt sich zunehmend, dass die Auswirkungen einer VKR auf die neuromuskuläre Funktion von entscheidender Bedeutung sind. Durch den Verlust der Mechanorezeptoren kommt es in den meisten Fällen zu einer Verlängerung der Latenzzeit bei der Ansteuerung der umgebenden Muskulatur. Speziell die Hamstringmuskulatur spielt hierbei eine entscheidende Rolle, da sie das Kniegelenk durch die ATT und Rotation schützt. Lübken, F. et al. (2008) geben nach einer Verdoppelung der Latenzzeit im Vergleich zu einem gesunden Knie an. Das wird angenommen werden, dass weniger die mechanische Wirkung als das neuromuskuläre Defizit für das Instabilitätsgefühl nach einer VKR verantwortlich ist. In der Übersichtsarbeit wird zwischen short latencyresponse (SLR) und medium latencyresponse (MLR) unterschieden. Die SLR mit einer Latenzzeit von ca. 20 ms wird als Hamstring-Stretch-Reflex interpretiert, welcher von Ia-Afferenzen geleitet wird. Die MLR wird über II-Afferente Nervenfasern mit einer Geschwindigkeit von ca. 35 m/s geleitet (Lübken, Spengler, Claes, Melnyk & Friemert, 2008). Melnyk et al. (2007) beschreiben in ihrer Studie, dass nach der VKR es zu einer Veränderung in der Latenzzeit der SLR kommt, jedoch bei der MLR es zu einer Verdopplung der Zeit kommt:

- Latenzzeit Hamstring Aktivierung gesundes Bein: 3,8 ms
- Latenzzeit Hamstring Aktivierung verletztes Bein: 13,3 ms

Chiemleski et al. (2005) konnten zeigen, dass es bei der Latenzzeit der Muskelansteuerung zu einem Unterschied zwischen Non-Copern- und Copern/Gesunden Probanden kommt. Bei der Untersuchung der medialen (MH) und lateralen (LH) zeigte sich, dass diese zuerst von den Copern und unverletzten Personen rekrutiert wurden. Dabei wies die Coper eine kürzere Latenzzeit auf als die Unverletzten: 86,3 +/- 13,3 ms, Copern: 83,0 +/- 9,6 ms, p=0,756). Die laterale Quadrizepsgruppe (LQ) wurden anschließend untersucht. Hierbei wurden folgenden Ergebnisse beobachtet: MQ: unverletzt: 101,1 +/- 14 ms, Copern: 99,0 +/- 9,6 ms, p = 0,284; LQ: unverletzt: 99,0 +/- 9,6 ms, Copern: 95,7 +/- 9,5 ms, p = 0,001. Noncoper wiesen auf der medialen Seite Ähnlichkeiten zu den Copern und Unverletzten auf.

Personen auf. Jedoch erfolgte auf der lateralen Seite zunächst eine Aktivierung des Quadrizeps, gefolgt von der Aktivierung der Hamstrings. Dies resultierte in einer Innenrotation der Tibia, was im Einklang mit dem Giving-Away-Gefühl steht.

Bewegungskinematik nach Ruptur des Kreuzbandes

Die Funktion des ACL besteht in der Gewährleistung der Stabilität während dynamischer Bewegungen, indem das Vorwärtsgleiten des Schienbeinknochens relativ zum Oberschenkelknochen begrenzt wird. Die Bewegungskinematik des Kniegelenks beeinflusst direkt die Belastung des ACL und umgekehrt. Eine Vielzahl an Studien zeigt, dass es durch die Ruptur des vorderen Kreuzbandes zu Veränderungen in der Bewegungskinematik kommt. In einer Studie von Mühlbauer et al. (2023) wurden spezifische Gelenkwinkel analysiert, um Veränderungen in der Bewegungskinematik nach einer vorderen Kreuzbandruptur genauer zu verstehen. Im Rahmen dessen wurden insbesondere Gelenkwinkel im Kniegelenk während sportlicher Aktivitäten wie Sprüngen, Landungen und schnellen Richtungswechseln untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen oft abnormale Gelenkwinkel aufwiesen. Typischerweise wurde eine reduzierte Kniebeugung (Flexion) während des Landens und ein erhöhtes Vorwärtsgleiten beobachtet. Diese Veränderungen können zu einer erhöhten Belastung bestimmter Strukturen führen und das Risiko für weitere Verletzungen erhöhen. Darüber hinaus wurden auch asymmetrische Bewegungsmuster zwischen dem betroffenen und dem nicht verletzten Knie nachgewiesen. Dies deutet darauf hin, dass eine Kreuzbandruptur nicht nur lokale Auswirkungen auf das verletzte Knie hat, sondern das gesamte kinematische Bewegungsmuster des Patienten beeinflussen kann. Die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (ACL) stellt im Sport eine Herausforderung in der Praxis dar. Dennoch gibt es Athleten, die sich zumindest für einen gewissen Zeitraum meist bis zum Ende der laufenden Sportsaison, gegen die Operation und den damit verbundenen langen Rehabilitationsprozess entscheiden. (Thoma, et al., 2019)

Einfluss von ACL-Ruptur auf die Kinematik

Studien nach ACL-Operationen untersuchen oft eine Vielzahl von kinematischen Parametern, darunter Hüftgelenkwinkel, Kniegelenkwinkel, Sprunggelenkwinkel und Hüftabduktion. Studien zu ACL-Copern haben gezeigt, dass trotz der Fähigkeit, die vorderen Kreuzbandruptur weiterhin Sport auszuüben, meist kinematische Veränderungen auftreten. Hier ist ein Überblick über einige Erkenntnisse zu Parametern:

1. Hüftgelenkwinkel: ACL-operierte Probanden und Copern zeigen häufig veränderte Hüftgelenkwinkel während des Gangzyklus im Vergleich zu gesunden Probanden. Dies kann sich durch eine verminderte Hüftextension oder eine asymmetrische Bewegung der Hüfte während des Gehens manifestieren (Lundgren et al., 2015) (Havens et al., 2015). Hingegen zeigt sich auch oft ein geringerer Hüftflexionswinkel bei Landungen nach Sprüngen bei ACL-operierten Patienten und Copern, welcher durch verschiedene Faktoren erklärt wird, die auf veränderte biomechanische und neuromuskuläre Anpassungen hinweisen, die zur Schonung des verletzten oder rekonstruierten Kreuzbands dienen. Eine Kompensation der veränderten Strukturen entwickelt wurde. Ein geringerer Hüftflexionswinkel kann dazu führen, dass das Knie steifer bleibt und weniger gebeugt wird, was die Belastung auf das Knie reduziert und auf die Hüfte und Sprunggelenke verlagert, um das rekonstruierte oder verletzte Band zu schonen (Ortiz et al., 2015). Patienten passen nach einer ACL-Verletzung oft ihre Bewegungsmuster an, um Schmerzen zu vermeiden und das Risiko einer erneuten Verletzung zu minimieren. Ein geringerer Hüftflexionswinkel ist eine Möglichkeit, das Knie während der Landung steifer zu machen, was das Gefühl der Sicherheit erhöht (Hewett et al., 2005). Schwächungen der Muskelkraft und Veränderungen in der neuromuskulären Kontrolle können dazu führen, dass Patienten weniger in die Hüftbeugung gehen. Dies kann eine unbewusste Strategie sein, um die Kontrolle über das Knie zu behalten und die Belastung zu maximieren (Palmieri-Smith et al., 2008). Auch kann es zu einer Beeinträchtigung der Propriozeption, also des Körpergefühls und der Wahrnehmung der Gelenkstellung, kommen. Dies kann dazu führen, dass Patienten eine steifere Landung bevorzugen, um das Gleichgewicht und die Kontrolle zu verbessern, was einen geringeren Hüftflexionswinkel zur Folge hat (Risberg et al., 2004). Nach einer ACL-Verletzung

es meist zu einer neuromuskulären Inhibition, durch welche die Muskelaktivierung beeinträchtigt wird. Dies kann dazu führen, dass die Muskeln nicht effektiv die Hüftbeugung zu ermöglichen, was eine weniger flektierte Landung zur Folge hat (Butler, Crowell, & Davis, 2003). Angst vor einer erneuten Verletzung oder Verunsicherung bezüglich der Stabilität des Kniegelenks können ebenfalls dazu führen, dass Patienten bewusst oder unbewusst ihre Bewegungsmuster ändern, um das Knie zu schonen. Ein geringerer Hüftflexionswinkel kann als eine Schutzmaßnahme eingesetzt werden, um die Stabilität des Kniegelenks zu maximieren (Paterno et al., 2010).

2. Kniegelenkwinkel: Nach ACL-Verletzungen können Unterschiede in den Kniegelenkwinkeln während des Gangzyklus beobachtet werden. Dies kann sich in einer reduzierten Knieflexion während der Standphase oder einer veränderten Knieflexion und -extension während der Schwungphase zeigen (Capin et al., 2014) (Eitner et al., 2010).

Ein geringerer Knieflexionswinkel bei Landungen nach Sprüngen bei ACL-operierten Patienten und Copern kann auch hier durch veränderte biomechanische und neuromuskuläre Mechanismen, die zur Schonung des Kniegelenks und zur Stabilisierung der verletzten oder rekonstruierten Strukturen erklärt werden. Nach einer ACL-Verletzung oder -Operation könnten Patienten bewusst oder unbewusst ihre Bewegungsmuster annehmen, um das Kniegelenk zu schonen. Ein geringerer Knieflexionswinkel reduziert die Belastung auf das Gelenk und kann dazu beitragen, Schmerzen zu vermeiden und das Gefühl der Instabilität zu minimieren (Orlitzky et al., 2008). Eine reduzierte Muskelkraft und neuromuskuläre Kontrolle nach einer ACL-Verletzung oder -Operation kann dazu führen, dass Patienten eine steifere Landung bevorzugen. Dies kann eine Schutzreaktion sein, um die Unsicherheit und das Risiko einer weiteren Verletzung zu minimieren (Hewett et al., 2005). Eine Veränderte Landung kann auch hier als Einflussfaktor für eine geringere Knieflexion betrachtet werden (Risberg et al., 2004), welche eine neuromuskuläre Inhibition zur Folge haben kann. Dies kann zu einer Landung mit weniger Knieflexion führen, da die Muskeln reagieren, um das Gelenk zu stabilisieren (Palmieri-Smith, Thomas, & Wojcik, 2008).

Ein geringerer Knieflexionswinkel kann Teil einer kompensatorischen Strategie sein, die die mechanische Belastung auf das rekonstruierte oder verletzte Band zu mindert, um die Stabilität des Gelenks zu sichern (Butler, Crowell, & Davis, 2000).

Zusammengefasst deutet ein geringerer Hüft- und Knieflexionswinkel bei Landungen nach Sprüngen auf komplexe Anpassungsmechanismen hin, die biomechanische, neuromuskuläre und psychologische Faktoren umfassen, um die Stabilität des rekonstruierten Knies zu maximieren und das Risiko weiterer Verletzungen zu reduzieren.

3. Sprunggelenkwinkel: Veränderungen im Sprunggelenkwinkel können ebenfalls nach ACL-Operationen auftreten. Dies kann zu einer verminderten Dorsalflexion oder Plantarflexion während des Gehens oder beim Springen führen (Snyder-Mackler et al., 2015).

Die Auswirkungen einer ACL-Ruptur auf die Dorsalflexion des Sprunggelenks wurden bisher jedoch sehr wenig untersucht. Obwohl keine direkten Untersuchungen zu diesem Thema gefunden wurden, lassen sich aus verwandten Studien einige Erkenntnisse ableiten. Zum Beispiel haben Hewett et al. (2005) in ihrer systematischen Übersichtsarbeit bezüglich neuromuskulärer Trainingsinterventionen bei ACL-Verletzungen festgestellt, dass diese Verletzungen zu Veränderungen im Gangmuster führen können, die sich auf die gesamte kinetische Kette auswirken, einschließlich des Sprunggelenks. Diese Veränderungen könnten indirekte Auswirkungen auf die Dorsalflexion haben, obwohl sie nicht spezifisch untersucht wurden. Paterno et al. (2003) untersuchten biomechanische Maßnahmen während der Landung und posturale Stabilität nach ACL-Rekonstruktion und kamen zu dem Schluss, dass postoperative Veränderungen im Kniegelenk und den umliegenden Muskeln auch Auswirkungen auf angrenzende Gelenke haben könnten, einschließlich des Sprunggelenks. Diese Veränderungen könnten sich ebenfalls auf die Dorsalflexion auswirken. Obwohl die direkten Auswirkungen einer ACL-Ruptur auf die Dorsalflexion des Sprunggelenks nicht vollständig geklärt sind, legen diese Studien nahe, dass sie durch Veränderungen der Biomechanik und der neuromuskulären Kontrolle beeinflusst werden können.

4. Hüftabduktion: Die Hüftabduktion, ist ebenfalls von großem Interesse. Eine asymmetrische Hüftabduktion oder eine verminderte Kontrolle der Hüftabduktion nach ACL-Verletzungen kann die Bewegungsfunktion beeinträchtigen (Dingenen, et al., 2015). Einige Studien haben gezeigt, dass ACL-Operierte während des Gehens oder Laufens eine vermehrte Hüftabduktion aufweisen können, insbesondere auf der Seite des betroffenen Knies. Diese vermehrte Hüftabduktion kann eine Kompensationsreaktion sein, um das verletzte Knie zu schützen oder die Belastung auf andere Gelenke zu verlagern (Havens et al., 2015) (Koga, et al., 2015). Ein höherer Hüftabduktionswinkel bei Landungen nach Sprüngen bei ACL-Verletzten kann durch verschiedene Faktoren erklärt werden, die auf Anpassungen in der Biomechanik und der neuromuskulären Kontrolle hinweisen, die als Reaktion auf eine ACL-Verletzung oder -Operation auftreten können. Studien haben gezeigt, dass ACL-operierte Patienten tendenziell eine erhöhte Hüftabduktion zeigen, möglicherweise als kompensatorische Reaktion auf die veränderten Anforderungen an das Kniegelenk (Ortiz et al., 2015). Eine eingeschränkte Beweglichkeit des Knies nach einer ACL-Verletzung kann dazu führen, dass Patienten vermehrt auf Bewegungen in der Hüfte zurückgreifen, um das Gleichgewicht zu halten und nach Landungen zu stabilisieren (Hewett et al., 2015). Neuromuskuläre Anpassungen nach einer ACL-Verletzung könnten ebenfalls eine Rolle spielen, wobei ein erhöhter Hüftabduktionswinkel eine kompensatorische Reaktion darstellt, um das Kniegelenk zu stabilisieren und das Risiko weiterer Verletzungen zu verringern (Palmieri-Smith et al., 2008).

Coper Vs. Noncoper

Wie bereits dargelegt, resultiert die Ruptur des vorderen Kreuzbandes in einer mechanischen und sensorischen Instabilität des Kniegelenkes. In etwa zwei Drittel der Fälle geben die Betroffenen an, ein Instabilitätsgefühl im Gelenk zu verspüren. Diese Gruppe wird als Non-Coper bezeichnet. Ein Drittel der Betroffenen ist jedoch in der Lage, das Kniegelenk durch die umgebende Muskulatur so zu stabilisieren, sodass sie sogar anspruchsvolle Sportarten wie Fußball, Eishockey und ähnliche Cutting-Sportarten auf höchstem Niveau ausüben können, ohne ein Instabilitätsgefühl zu verspüren. Diese Gruppe wird als Coper bezeichnet. Bis dato existiert keine gängige Screening-Methode, die eine sichere Identifizierung

Coper nach dem Trauma ermöglicht, zudem sind die genauen Mechanismen, einer dynamischen Stabilisierung des Kniegelenkes führen, nicht vollständig bekannt. Einige Studien legen nahe, dass es nicht ein Mechanismus alleine ist, der für Stabilität verantwortlich ist, sondern ein Mix aus neuromuskulären Anpassungen und Adaptionen von Bewegungsmustern. Im Gegensatz zu gesunden Personen zeigt eine Veränderung der Muskelansteuerung des Vastus lateralis, der lateralen Hamstrings und des Soleus-Muskels. Der Kniewinkel wird bei Coperngeringer gehalten, um die Extensionsmomente. Die Mechanismen dahinter weichen in vielen Studien voneinander ab. Einige Studien beschreiben die Muskelaktivität und die Bewegungsmuster bei gesunden Personen. Andere Studien belegen, dass die Ansteuerung der Muskeln bei Coper und stärker erfolgt (welche agonistisch zum Tibia-Vorschub wirken, Houck et al. 1999), während andere Studien zu dem Ergebnis kommen, dass die Aktivierung der Muskeln nur über einen längeren Zeitraum erfolgt und das Onset früher eintritt (Rudolph et al. 2000).

Methode

Die vorliegende Studie untersucht die Veränderungen der Kinematik der unteren Extremitäten nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes sowie die Auswirkungen einer graduellen Steigerung der Gelenkbelastung auf die Bewegung. Im Rahmen der Studie wurden gesunde Probanden, Coper, sowie Probanden mit einer ACL-Operation untersucht. Die Analyse erfolgte sowohl im Gruppenvergleich als auch im Einzelgruppenvergleich (betroffene Seite versus kontralaterale Seite).

Probanden:

Im Rahmen der hier vorgestellten Studie wurden 15 Personen hinsichtlich der Gelenkwinkel der unteren Extremitäten bei unterschiedlichen Anforderungen untersucht. Die Probanden wurden in drei Gruppen zu je fünf Personen unterteilt. Gruppe 1 umfasst unverletzte gesunde Personen (Kontrollgruppe). Gruppe 2 umfasst Personen mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes, welches operativ versorgt wurde (ACL-OP-Gruppe). Gruppe 3 umfasst Personen mit einer primären und sekundären Ruptur des vorderen Kreuzbandes, die sich für eine konservative Behandlung entschieden.

(Coper). Alle Probanden mussten zwischen 18 und 50 Jahre alt sein (>1x/Woche) sportlich aktiv in einer Level-1-Sportart (häufiges Springen und Richtungswechsel) oder Level-2-Sportart (laterale Bewegungen) sein. (Rudolph, Axer, Snyder-Mackler, 2000)

Die Verletzung muss mindestens ein Jahr zurückliegen und die Probanden müssen voll sportlich aktiv sein. Die Gruppe der Coper darf im letzten Jahr eine Episode“ verspürt haben.

Die Probanden werden neben allgemeinen Sozialdaten wie Alter und Geschlecht bezüglich Versuchsgruppe, BMI und sportlichem Level beschrieben werden.

Gruppen nach Lebensalter:

Versuchsgruppe	Gruppe	n	Alter	
			$\bar{x}$	s
Versuchssgruppen	Probanden Total	15	30,33	3,66
	Probanden Gesund	5	30,40	1,34
	Probanden ACL-OP	5	28,00	3,53
	Probanden Coper	5	32,60	4,39

Tabelle 1: Gruppe nach Alter; $\bar{x}$ =Mittelwert; s=Standardabweichung

Das Durchschnittsalter der Gesamtstichprobe beträgt $\bar{x} = 30,33$ ($s = 3,66$). Innerhalb der untersuchten Gruppen zeigen sich lediglich geringe Abweichungen im Alter. Die Probanden ACL-OP erweisen sich mit $\bar{x} = 28$ ($s = 3,53$) etwas jünger im Vergleich zu den beiden anderen Versuchsgruppen. Die Probanden der Kontrollgruppe zeigen sich mit $\bar{x} = 32,6$ ($s = 4,39$) als die älteste Gruppe.

Versuchsgruppen nach Geschlecht:

Versuchsgruppe	Gruppe	Männlich		Weiblich		Gesamt	
		n	%n	n	%n	n	%n
Versuchssgruppen	Probanden Total	7	46,70	8	53,30	15	100
	Probanden Gesund	1	20,00	4	80,00	5	100
	Probanden ACL-OP	3	60,00	2	40,00	5	100
	Probanden Coper	3	60,00	2	40,00	5	100

Tabelle 2: Gruppe nach Geschlecht; n= Absolute Häufigkeit; %n= relative Häufigkeit.

Von den 15 Personen der Gesamtstichprobe sind sieben männlich (46,7 %) und acht weiblich (53,3 %). Die Subgruppe der gesunden Teilnehmer umfasst einen Mann (20 %)

und vier Frauen (80 %). Bei den Probanden der ACL-OP- und Coper-Gruppe liegt das Verhältnis von Männern zu Frauen bei 3:2.

Versuchsgruppe nach BMI:

Versuchsgruppe	n		$\bar{x}$	BMI	sBMI
	Probanden	Total	15	23,58	2,46
	Probanden	Gesund	5	21,76	2,15
	Probanden	ACL-OP	5	24,74	2,91
	Probanden	Coper	5	24,24	1,34

Tabelle 3: Gruppe nach BMI; $\bar{x}$ =Mittelwert; s=Standardabweichung

Die untersuchten Gruppen Coper und ACL-OP weisen interessanterweise beide einen BMI von $\bar{x}=24,74$ bzw. $\bar{x}=24,24$ auf. Die Kontrollgruppe weist mit einem Mittelwert von $\bar{x}=21,76$ einen geringeren BMI auf als die beiden anderen Gruppen auf. Für die Gesamtstichprobe beträgt der BMI $\bar{x}=23,58$ bei einer Standardabweichung von $s=2,46$. Alle Probanden zeigten einen BMI, der als normalgewichtig bezeichnet werden kann.

Versuchsgruppe nach Sportlevel:

Versuchsgruppe	Level 1		Level 2		Gesamt	
	n	%n	n	%n	n	%n
	Probanden	Total	8	53,30	7	46,70
	Probanden	Gesund	3	60,00	2	40,00
	Probanden	ACL-OP	2	40,00	3	60,00
	Probanden	Coper	3	60,00	2	40,00

Tabelle 4: Gruppe nach Sportlevel; n= Absolute Häufigkeit; %n= relative Häufigkeit.

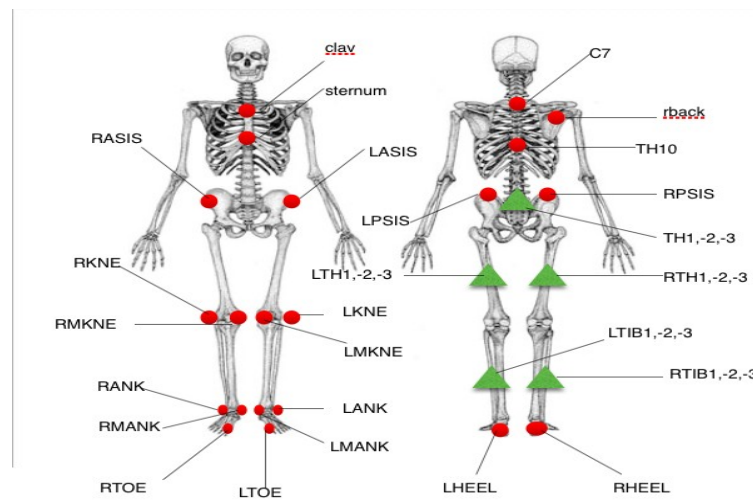
Die vorliegende Studie umfasst acht Teilnehmer, die an Sportarten der Level-1-Kategorie teilnehmen, während sieben Teilnehmer an Sportarten der Level-2-Kategorie teilnehmen. Eine deskriptive Analyse der Verteilung von Level-1- zu Level-2-Sportarten innerhalb der drei definierten Versuchsgruppen zeigt keine Unterschiede auf.

Procedere:

Die Testungen wurden im Biomechaniklabor des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Wien durchgeführt. Nach Absprache mit den Probanden wurden individuelle Termine für die Aufnahmen vereinbart. Die Gesamtdauer für die Aufnahme von Vor- und Nachbereitung betrug pro Proband in etwa zwei Stunden. Nach dem Eintreffen der Probanden im Biomechaniklabor wurde ihnen das Versuchsdesign vorgestellt, die Körpergröße und das Körpergewicht erhoben und Informationen zur Verletzung und zum sportlichen Level eingeholt (siehe Appendix). Im Anschluss wurden die Probanden nach einem modifizierten Cleveland-Marker (De Groote, Jonkers, & Duysens, 2014) mit 21 Markern versehen.

Die 3D-Bewegungsanalyse wurde mittels eines 12-Kanal-Infrarotkamera-3D-Systems (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) durchgeführt. Gleichzeitig wurden die Bodenreaktionskräfte mittels fünf Kraftmessplatten (Kistler Instrumente, Winterthur, Schweiz) mit einer Aufzeichnungsrate von 1000 Hz erfasst. Die Markerbewegungen und Bodenreaktionskräfte wurden mittels der Software Nexus 2.12.1 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) aufgezeichnet und bearbeitet.

Markermodell:



Abbildung

5:

Die Aufzeichnung der Bewegungsanalyse erfolgte unter Anwendung eines modifizierten Cleveland-Marker-Modells (De Groote, Jonkers, & Duysens, 2014) mit insgesamt 21 Markern mit einer Größe von 14 mm. Die Platzierung und Beschriftung erfolgte wie folgt: Die Lokalisation der Marker erfolgte am Sternum auf Höhe des Sternoclaviculargelenks (clav), am Sternum auf Höhe der sechsten Rippe (sternum), an der Vertebrae prominens (C7), an der rechten Scapula (rback), an den Vertebrae thoracicae 10 (Th10), an den anterior-superior iliac links & rechts (LASIS/RPSIS) sowie an den lateralen und medialen artikulären Genua links & rechts (LKNE/RKNE/LMKNE/RMKNE). /RASIS), posterior-superior iliac links & rechts (LPSIS/RPSIS), lateralen art. genus links & rechts (LKNE/RKNE), medialen art. genus links & rechts (LMKNE/RMKNE), malleolus lateralis links & rechts (LANK/RANK), malle Die folgenden Marker wurden ebenfalls identifiziert: laterales Kapitatum rechts und links (LKNE/RKNE), mediales Kapitatum rechts und links (LMKNE/RMKNE), laterales Os metatarsale 2 rechts und links (LTOE/RTOE), laterale Metatarsophalangealgelenke (LDM5/RDM5) sowie Tuber calcanei rechts und links (LHEEL/RHEEL). Zusätzlich wurden fünf Cluster-Marker angebracht: Mittelpunkt des

Sacralgelenkes (TH1, -2, -3), in der Mitte des lateralen Femur links und rechts (LTH1, -2, -3/RTH1, -2, -3) sowie in der Mitte der lateralen Tibia rechts und links (LTIB1, -2, -3/RTIB1, -2, -3).

Im Anschluss an die statische Aufnahme, welche ausschließlich der späteren Skalierung des Modells diente, wurden beidseits die Marker von KNE, MKNE, ANK und MANK entfernt.

Tests:

Die Testbatterie umfasste folgende Tests: einen Y-Balance-Test, einen Step-Test, einen 90°-Hop-Test, einen Single-Leg-Hop-for-Distance-Test sowie einen Triple-Cross-Over-Jump-Test. Die Tests wurden in dieser Reihenfolge durchgeführt, um die Schwierigkeit und insbesondere die Gelenksbelastung graduell zu steigern. Die Testbatterie wurde solange durchgeführt, bis der Proband insgesamt 12 gültige Versuche absolviert hatte, wobei jeder Test separat bewertet wurde. Die Kriterien für die Gültigkeit eines Versuchs werden im Rahmen der detaillierten Versuchsbeschreibung dargelegt.

Y-Balance-Test:

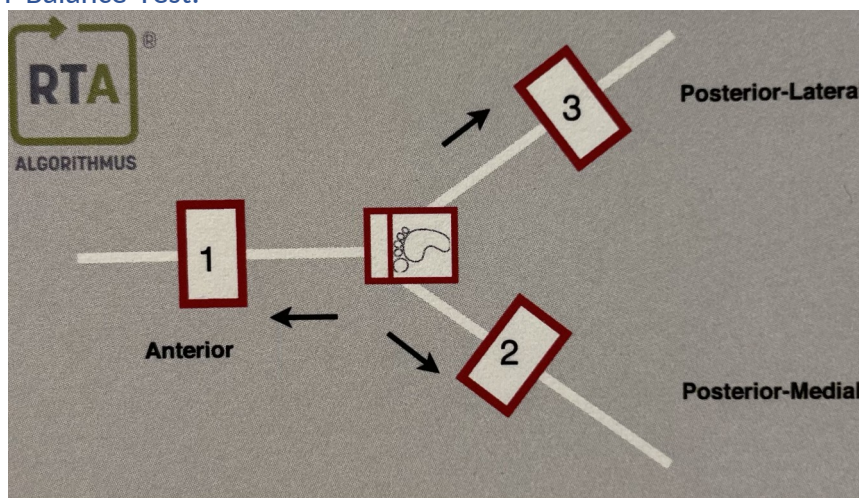


Abbildung 6: Y-Balance-Test (Keller, 2021)

Der Y-Balance-Test für untere Extremitäten ist ein funktioneller Bewegungstest, der entwickelt wurde, um die Gleichgewichtsfähigkeit, die dynamische Stabilität und die funktionelle Mobilität der unteren Extremitäten zu bewerten.

Gleichzeitig wurde ein Bestehen des Testes als Einschlusskriterium für die weiteren Testungen festgelegt. Er wurde jedoch nicht in der weiteren Musculoskeletalen Auswertung berücksichtigt.

Der Test wurde auf einem Y-Balance-Test-Kit der Firma FMS durchgeführt.

Der Proband stand auf einem Bein in der Mitte der Plattform und schob mit dem Kontralateralen Bein eine Slide-Box so weit wie möglich in drei Richtungen: anterior

(vorne), posteromedial (hinten und zur Mitte) und posterolateral (hinten und nach außen). Die Ferse des Standbeines durfte nicht von der Unterlage abheben und das kontralaterale Bein den Boden nicht berühren.

Der Test wurde dreimal pro Bein durchgeführt. Die gemessenen Distanzen je Bewegungsrichtung wurde dann mittels LSI (Limb-Symmetry-Index)-Berechnung in Relation gesetzt. Hierzu wurde folgende Formel angewendet: $(\text{beste Wert betroffene Extremität} / \text{beste Wert nicht betroffene Extremität}) \times 100(\%)$. Ein Wert zwischen 90% bis 110% wird als physiologisch betrachtet und der Test gilt als bestanden. Liegt der Wert über oder unter der Norm ist dies ein Anzeichen für eine verstärkte Dysbalance zwischen dem betroffenen und kontralateralen Bein und somit ein Ausschlusskriterium für die Fortsetzung der weiteren Testungen. (Plisky, et al., 2009)

Alle Probanden bestanden den Test und konnten an der Studie teilnehmen.

Step-Test

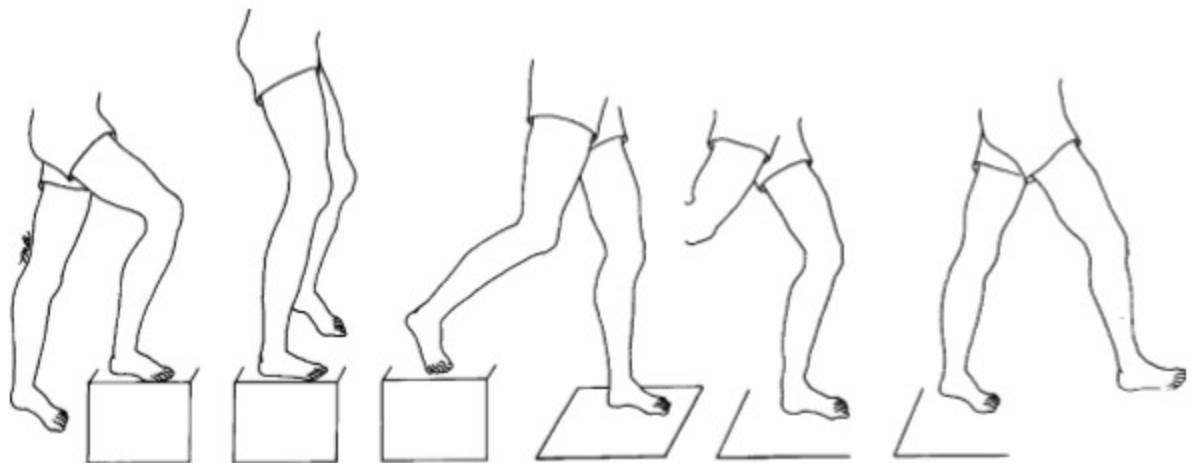


Abbildung 7: Step-Test (Rudolph & Snyder-Mackler, 2004)

Der Step-Test orientiert sich am Stair-Climb-Test. Im Gegensatz dazu wird beim Step-Test jedoch die Bewegungsqualität anstelle der Quantität beurteilt.

Hierzu muss der Proband eine Box von 40 cm Höhe in einer flüssigen Bewegung zuerst hinaufsteigen und auf der anderen Seite herabsteigen. Die Box wurde in die Mitte von zwei Kraftmessplatten platziert. Von großem Interesse ist hierbei die Beurteilung des Standbeines bei der Landung beim Herabsteigen, da die Box eine untypische Höhe für eine Stiege aufweist, auf welche sich der Proband nicht so gut einstellen kann beziehungsweise gewohnt ist. (Rudolph & Snyder-Mackler, 2004)

Um einen gültigen Versuch zu erzielen, mussten folgende Kriterien erfüllt sein:

- a. Eine flüssige Bewegungskombi ohne ersichtliche Pause und Balanceverlust.
- b. Bei der Landung des Standbeines musste die Kraftmessplatte getroffen werden.

90° Hop-Test



Abbildung 8: 90° Hop-Test (Keller, 2021)

Der 90°-Hop-Test ist eine spezifische klinische Untersuchung, die die funktionelle Stabilität des Knies nach einer Verletzung, insbesondere einer vorderen Kreuzbandruptur, bewertet.

Der Proband steht hierfür auf einem Bein und muss mit einem Einbeinsprung mit einer 90° Drehung nach medial eine Distanz von 40cm überwinden und auf dem Absprungbein landen. Die Hände sind hierbei in der Taille gestützt. Die Landung muss auf der Kraftmessplatte erfolgen und die Position für 3 Sekunden gehalten werden.

Wurde eines der Kriterien nicht erfüllt, musste die Messung wiederholt werden. (Keller, 2021)

Single Leg Hop for distance:



Abbildung 9: Single Leg Hop for Distance (Ebert, Du Preez, Furzer, Edwards, & Joss

Der Proband steht auf einem Bein mit der Fußspitze an einer Absprungmarkierung. Die Arme dürfen für die Balance frei bewegt werden. Er springt soweit er kann und landet auf dem gleichen Bein. Die Landung muss auf einer Kraftmessplatte erfolgen und die Landeposition für mindestens 3 Sekunden stabil gehalten werden. Neben der Bewegungsanalyse wurde hierbei auch wieder der LSI berechnet (Formel siehe Y-Balance-Test). Gemessen wurde die Distanz von Absprunglinie zu Fersenkontakt bei Landung.

Bei Nichterfüllung eines der Kriterien musste der Test wiederholt werden.

Alle Probanden erfüllten die Normwerte zwischen 90% bis 110%. (Keller, 2021)

Tripple Cross Over Test:

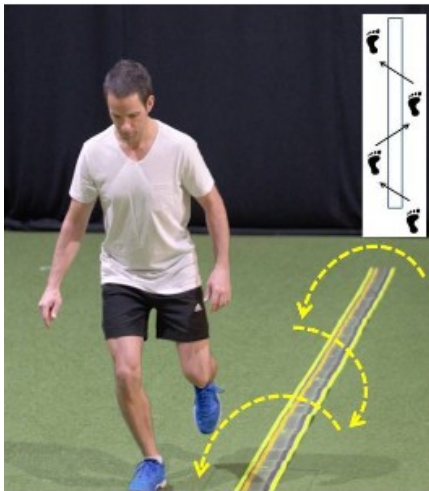


Abbildung 10: Tripple Cross Over Test (Ebert, Du Preez, Furzer, Edwards, & Joss, 2021)

Der Proband steht auf einem Bein mit der Fußspitze an einer Absprungmarkierung. Die Arme dürfen für die Balance frei bewegt werden. Es erfolgen drei aufeinanderfolgende Sprünge. Der erste Sprung erfolgt nach medial, der zweite nach lateral und der dritte nach medial. Nach dem letzten Sprung muss die Landeposition für mindestens drei Sekunden stabil gehalten werden. (Ebert, Du Preez, Furzer, Edwards & Joss, 2021)

Die gegebenen Voraussetzungen des Labors erlauben lediglich für die Kontaktpunkte 1 und 3 (in der statistischen Auswertung als Kontakt 2 bezeichnet) eine Aufzeichnung mittels Kraftmessplatte. Des Weiteren war die Strecke, auf welcher sich die Kraftmessplatten befanden, zu kurz, um einen Versuch über die maximal mögliche Sprungdistanz aufzuzeichnen, sodass eine Berechnung des LSI nicht möglich ist.

Daten Analyse:

Nach der Aufzeichnung der Daten wurden die ersten Schritte der Aufbereitung mittels der Vicon Nexus Software durchgeführt. Dabei wurden die Marker richtig zugewiesen und die entstandenen Lücken bei der Aufnahme gefüllt.

Für die Auswertung der Daten war insbesondere der maximale Gelenkwinkel bei gleichzeitiger maximaler Bodenreaktionskraft bei der Landung auf dem zu untersuchenden Bein von besonderem Interesse (betroffene Seite oder kontralaterale Seite).

Die einzelnen Aufnahmen wurden so verkürzt, dass sie lediglich den zu untersuchenden Bereich von 300 Frames vor der Landung und 300 Frames nach der größten Bodenreaktionskraft umfassten.

Das Muskuloskeletale Modeling erfolgte mittels der Open-Source-Onlinesoftware AddBiosMechanics. Die Software ermöglicht die Durchführung von Bewegungsanalysen

mittels automatisierter und standardisierter Verfahren. Dazu wurde zunächst das Muskuloskeletale Model skaliert und die Kinematik erstellt. Anschließend wurde ein lineares Model angewendet, gefolgt von einer nicht-konvexen Bilevel-Optimierung (Werling et al., 2023). Im Anschluss an die Aufbereitung der Daten wurde mittels Microsoft Excel (Microsoft Corporation, 2018) zunächst der Zeitpunkt der maximalen Bodenreaktionskraft bestimmt. Dieser diente als Kennzeitpunkt für die maximalen Gelenkwinkel der einzelnen Segmente (Hüftflexion, Knieflexion, Dorsalflexion, Hüftabduktion) bei gleichzeitig größter Gelenksbelastung. In diesem Schritt wurden Messfehler herausgefiltert und, sofern möglich, behoben.

Im Anschluss wurden die Daten für die weitere Auswertung in das Statistikprogramm SPSS V.25 (IBM, 2017) übertragen. Dabei ist zu erwähnen, dass für die Gruppe der Gesunden die Werte für die betroffene Seite randomisiert wurden. Die Randomisierung erfolgte nach Zufall, sodass entweder das linke oder das rechte Bein als betroffen oder nicht betroffen eingeteilt wurde.

Statistische Auswertung:

Die statistische Auswertung zur Beantwortung der in der Einleitung dargelegten Fragestellungen erfolgte mittels SPSS V.25 (IBM, 2017). Dabei kamen statistische Prozeduren wie die Varianzanalyse, der T-Test für abhängige Stichproben sowie diverse deskriptive Statistiken zum Einsatz.

Aufgrund des differenzierten Versuchsdesigns wurden nur 15 Versuchspersonen (5 Vg1; N=5, Vg2; N=5, Vg3; N=5) berücksichtigt. Mit Hilfe der abhängigen bzw. unabhängigen Varianzanalyse (ANOVA) ist es möglich, den Einfluss von unabhängigen Variablen auf eine oder mehrere abhängige Variablen zu untersuchen. Hierbei stellen z.B. die betroffene Seite (z.B. Hüfte) die abhängige Variable und Gruppenzugehörigkeit, Alter, Geschlecht die unabhängigen Variablen dar. (Fahrmeir, Christian , Künstler, Pigeot, & Tutz, 2016) (Brotz & Schuster, 2016)

Die abhängigen Variablen haben ein metrisches Skalenniveau (Gelenkwinkel). Die unabhängigen Variablen sind kategorial (Gruppe, Alter, Geschlecht). Wenn z.B. in Fragestellung 1 gefragt wird, ob es einen Unterschied in der Hüftbeugung zwischen der betroffenen und der kontralateralen Seite gibt und ob ein möglicher Unterschied durch die Gruppenzugehörigkeit, das Geschlecht oder das Alter erklärt werden kann, dann sind die Hüftbeugung der betroffenen und der kontralateralen Seite die abhängigen Variablen und die Gruppe (VG1, VG2, VG3), das Geschlecht (m, w) und das Alter (1=25-29; 2=31-39) die unabhängigen Variablen. Um hier das Lebensalter als weitere unabhängige Variable in das varianzanalytische Design aufzunehmen, wurde die metrische Variable „Lebensalter“

mediandichotomisiert: 1=25-29; 2=31-39. Es handelt sich somit um eine multifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung. (Brotz & Schuster, 2016)

Die Ergebnisse der Varianzanalyse sollen in zwei Tabellen dargestellt werden. Die erste Tabelle stellt die Deskriptivstatistik für betroffene Seite versus kontralaterl und der Untergruppen Kontrollgruppe, ACL-Op, Coper dar. Als wesentliche Statistiken werden Mittelwert und Standardabweichung angegeben.

Die zweite Tabelle stellt die Ergebnisse der ANOVA dar. Hier sind SS (sums of squares), DF (degrees of freedom), F-Wert, p (signifikanz) und p.korr (korrigierte signifikanz) aufgelistet.

Aufgrund der Stichprobengröße können keine multivariaten Verfahren berechnet werden. Wenn jedoch univariate Verfahren anstelle von multivariaten Verfahren verwendet werden, führt dies zu wiederholten Tests an derselben Stichprobe.

Da wiederholte Tests an derselben Stichprobe zu einer Kumulation des Alpha-Fehlers führen, wird in diesem Fall eine Alpha-Fehlerkorrektur angewendet. (Brotz & Schuster, 2016)

Bei der Bonfire-Korrektur wird „p“ durch die Anzahl der durchgeführten Tests innerhalb einer Stichprobe dividiert. Im vorliegenden Fall ändert sich das in den Sozialwissenschaften übliche Signifikanzniveau von $p < 0,05$ bei vier Tests innerhalb einer Fragestellung auf $p < 0,0125$. Um von einem statistisch signifikanten Ergebnis ausgehen zu können, muss das empirische p in der vorliegenden Untersuchung also einen Wert von $p < 0,012$ unterschreiten.

Wenn man an einem direkten Vergleich zwischen dem Step-Test und dem Single Leg Hop Test interessiert ist, muss man folgendes vorausschicken. Es wird nur ein Referenzwert aus den gesunden Extremitäten gebildet. Der Mittelwert dieses Referenzwertes stellt dann den Bezugspunkt dar, von dem der Gelenkwinkel der betroffenen Seite subtrahiert wird. Inhaltlich kann das Ergebnis dieser Differenz als Abweichung von einem gesunden Referenzpunkt betrachtet werden.

Der direkte Vergleich der Mittelwerte dieser Differenzen im Steptest versus Singleleg Hop Test wird mit dem abhängigen T-Test oder T-Test für gepaarte Stichproben untersucht. (Eid, Gollwitzer, & Schmitt, 2017) (Brotz & Schuster, 2016)

Neben den Mittelwerten (MW) und Standardabweichungen (s) werden die T-Statistik, DF (Freiheitsgrade) und p (Signifikanz) angegeben.

Ergebnisse:

Ergebnisse Step-Test

Fragestellung ad Step-Test: Besteht ein Unterschied bei den Gelenkwinkeln der unteren Extremität (Hüftflexion, Knieflexion, Dorsalflexion, Hüftabduktion) beim Step-Test bezüglich der verletzten und gesunden Seite hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit (Coper, ACL-OP, Gesund), sowie Geschlecht und Lebensalter?

		n	$\bar{x}$ Verletzte Seite	s Verletzte Seite	$\bar{x}$ Gesunde Seite	s Gesunde Seite
Hüftflexion	Probanden Total	15	17,31	5,01	19,55	3,35
	Probanden Gesund	5	23,24	2,53	22,41	2,38
	Probanden ACL-OP	5	14,87	3,63	18,78	1,52
	Probanden Coper	5	13,79	1,08	17,46	3,88
Knieflexion	Probanden Total	15	26,67	9,59	30,13	7,42
	Probanden Gesund	5	31,06	3,56	28,7	3,39
	Probanden ACL-OP	5	26,13	10,99	33,54	4,89
	Probanden Coper	5	22,82	9,59	28,15	11,65
Dorsalflexion	Probanden Total	15	13,59	1,98	14,76	3,02
	Probanden Gesund	5	14,53	2,54	14,48	3,13
	Probanden ACL-OP	5	12,62	0,77	13,74	2,02
	Probanden Coper	5	13,61	2,1	16,05	3,8
Hüftabduktion	Probanden Total	15	-2,33	6,59	-3,64	4,33
	Probanden Gesund	5	-8,21	4,14	-3,53	5,35
	Probanden ACL-OP	5	-2,59	4,84	-4,86	2,92
	Probanden Coper	5	3,81	4,58	-2,52	4,99

Tabelle 5: Deskriptiv Statistik Step-Test; $\bar{x}$ = Mittelwert; s = Standardabweichung

				SS	DF	F	p	p	korr.
Hüftflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	66,03	1	56,73	<0,001	0,0002	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	30,82	2	13,24	0,006	0,0015	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Geschlecht	0,33	1	0,29	0,609	0,1523	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	8,03	1	6,91	0,039	0,0098	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	266,94	2	19,24	<0,001	0,0002	
Knieflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	76,46	1	35,06	0,001	0,0002	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	126,81	2	29,07	<0,001	0,0002	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Geschlecht	0,16	1	0,01	0,935	0,2338	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	36,38	1	16,68	0,006	0,0015	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	172,01	2	0,93	0,423	0,1058	
Dorsalflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	3,07	1	3,69	0,103	0,0258	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	4,79	2	2,88	0,133	0,0333	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Geschlecht	0,01	1	0,02	0,9	0,2250	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	12,57	1	15,13	0,008	0,0020	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	9,07	2	1,19	0,339	0,0998	
Hüftabduktion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	17,22	1	0,91	0,379	0,0948	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	111,72	2	2,92	0,130	0,0325	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Geschlecht	7,49	1	0,39	0,555	0,1388	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	26,03	1	1,36	0,288	0,7200	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	361,47	2	8,79	0,004	0,0010	

Tabelle 6: Ergebnisse der ANOVA beim Step-Test

Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim Step-Test

Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigen bei der Hüftflexion signifikante Unterschiede bezüglich der betroffenen Seite im Vergleich zur kontralateralen Seite ($F=56,73$; $p<0,001$) sowie bezüglich der betroffenen Seite hinsichtlich der Gruppe ($F=19,24$; $p<0,001$). Dabei scheinen die Einflussfaktoren Geschlecht und Alter keine signifikante Rolle zu spielen.

In der Gesamtstichprobe von $n=15$ wurde ein Hüftflexionswinkel von $\bar{x}=17,31^\circ$ ($s=5,01$) auf der betroffenen Seite und ein $\bar{x}$ von $19,55^\circ$ ($s=3,35$) auf der kontralateralen Seite festgestellt. Es lässt sich festhalten, dass die drei untersuchten Gruppen (gesund, ACL-OP, Coper) signifikante Unterschiede aufweisen. Die Mittelwerte der Kontrollgruppe (Gesund) für die betroffene Seite ergaben $\bar{x}=23,24^\circ$ ($s=2,53$), während die Mittelwerte der betroffenen Seite bei der ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=14,87^\circ$; $s=3,63$) und Coper-Gruppe ($\bar{x}=13,79^\circ$; $s=1,08$) niedrigere Flexionswinkel

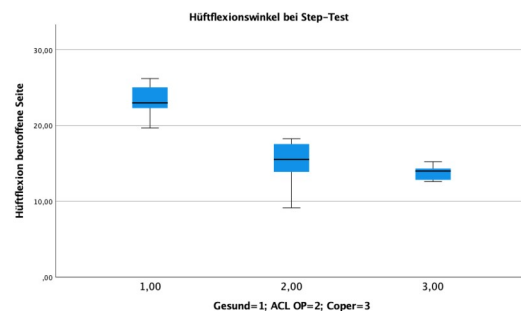


Abbildung 11: Hüftflexionswinkel betroffene Seite nach Gruppen bei Step-Test

aufweisen. Dieses Muster manifestiert sich ebenfalls im Seitenvergleich (betroffen vs. kontralateral) innerhalb der Gruppen. Die angegebenen Standardabweichungen lassen darauf schließen, dass die Variabilität im Verhältnis zu den jeweiligen Mittelwerten gering ist.

Die Ergebnisse der ANOVA bezüglich der Knieflexion auf der betroffenen Seite zeigen keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit ($F = 0,93$; $p = 0,423$). Jedoch konnte im Seitenvergleich innerhalb der Gruppe ein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($F = 29,07$; $p < 0,001$).

Es konnte ein gruppenübergreifender Mittelwert von $\bar{x} = 26,67^\circ$ ($s = 9,59$) auf der betroffenen Seite und $\bar{x} = 30,13^\circ$ ($s = 7,42$) auf der kontralateralen Seite festgestellt werden.

Ein deutlicher Unterschied manifestiert sich auf der betroffenen Seite zwischen der Kontrollgruppe ($\bar{x} = 31,06^\circ$; $s = 3,56$) und der Copergruppe ($\bar{x} = 22,82^\circ$; $s = 9,59$) mit einer Differenz von nahezu 9° . Die Gruppe der ACL-OP-Patienten wies einen Knieflexionswinkel in der Mitte der anderen Gruppen auf ($\bar{x} = 26,13^\circ$; $s = 10,99$). Die

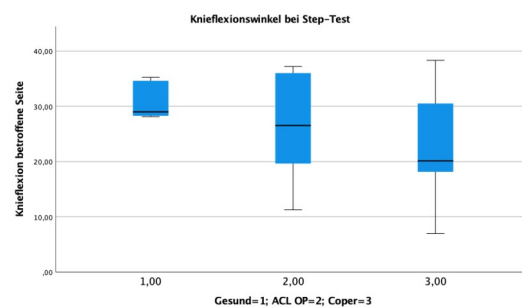


Abbildung 12: Knieflexionswinkel betroffene Seite nach Gruppen bei Step-Test.

Seite

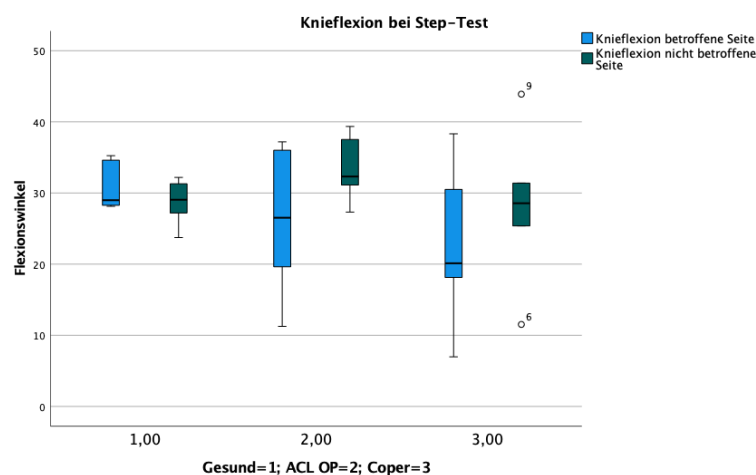


Abbildung 13: Knieflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen

Die Messungen der Dorsalflexion zeigen sehr ähnliche Ergebnisse zwischen den Gruppen sowie im Seitenvergleich. Beim Step-Test konnte kein statistisch relevanter Unterschied festgestellt werden.

Bei der Hüftabduktion konnte ein signifikanter Unterschied bezüglich der betroffenen Seite im Gruppenunterschied bei der Varianzanalyse nachgewiesen werden ($F=8,79$; $p=0,004$).

Beim Vergleich der Mittelwerte auf der betroffenen Seite zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen der Gruppe der gesunden Probanden ($\bar{x} = -8,21^\circ$; $s = 4,14$) und den Copern ($\bar{x} = 3,81^\circ$; $s = 4,58$). Die

Abbildung 14: Hüftabduktionswinkel Gruppen bei Step-Test.

betroffene

Hüftstellung der Coper zeigt hierbei eine

Tendenz zu mehr Hüftabduktion, während die Kontrollgruppe ($\bar{x} = -8,21^\circ$; $s=4,14$) und ACL-OP ($\bar{x} = -2,59^\circ$; $s=4,84$) eine adduktiertere Hüftgelenksstellung aufweisen. Auch hier lässt sich feststellen, dass die Werte der ACL-OP-Gruppe zwischen denen der Kontrollgruppe und der Coper-Gruppe liegen.

Ergebnisse 90°Hop-Test

Fragestellung ad 90° Hop-Test: Besteht ein Unterschied bei den Gelenkwinkeln der unteren Extremität (Hüftflexion, Knieflexion, Dorsalflexion, Hüftabduktion) beim 90° Hop-Test bezüglich der verletzten und gesunden Seite hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit (Coper, ACL-OP, Gesund), sowie Geschlecht und Lebensalter?

		n	$\bar{x}$ Seite	betrof Seite	$\bar{x}$ Kontralateral	Kontralateral
Hüftflexion	Probanden	Total 15	44,71	13,88	46,09	12,54
	Probanden	Gesund 5	51,48	12,24	44,69	11,37
	Probanden	ACL-OP 5	43,75	8,84	50,15	9,79
	Probanden	Coper 5	38,75	18,55	43,09	12,54
Knieflexion	Probanden	Total 15	62,83	14,88	62,83	14,74
	Probanden	Gesund 5	63,84	16,17	59,25	17,04
	Probanden	ACL-OP 5	61,54	9,55	68,62	9,95
	Probanden	Coper 5	57,14	19,85	60,61	17,51
Dorsalflexion	Probanden	Total 15	21,71	5,04	23,02	4,37
	Probanden	Gesund 5	20,73	5,36	20,57	4,58
	Probanden	ACL-OP 5	23,29	3,93	23,75	3,41
	Probanden	Coper 5	21,14	6,33	24,72	4,75
Hüftabduktion	Probanden	Total 15	-12,27	7,13	-15,93	9,57
	Probanden	Gesund 5	-14,87	8,47	-21,83	7,01
	Probanden	ACL-OP 5	-12,23	6,06	-10,76	11,48
	Probanden	Coper 5	-9,72	7,29	-15,29	7,88

Tabelle 7: Deskriptiv Statistik 90° Hop-Test; $\bar{x}$ = Mittelwert; s = Standardabweichung

					SS	DF	F	p	p	kor.
Hüftflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral		1,16	1	0,28	0,614	0,1535	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe		205,061	2	24,99	0,001	0,0003	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht		51,264	1	12,49	0,012	0,0030	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter		3,89	1	0,95	0,368	0,0920	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe		409,81	2	1,07	0,372	0,0930	
Knieflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral		25,68	1	13,58	0,010	0,0030	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe		98,77	2	26,12	0,001	0,0003	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht		1,22	1	0,647	0,452	0,1130	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter		1,44	1	0,762	0,416	0,1040	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe		116,03	2	0,23	0,796	0,1990	
Dorsalflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral		16,93	1	4,56	0,077	0,0193	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe		5,09	2	0,69	0,539	0,1348	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht		2,69	1	0,73	0,427	0,1068	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter		0,545	1	0,15	0,715	0,1788	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe		18,83	2	0,335	0,722	0,1805	
Hüftabduktion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral		114,95	1	21,74	0,003	0,0008	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe		136,08	2	12,87	0,007	0,0018	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht		154,91	1	29,29	0,002	0,0005	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter		12,52	1	2,37	0,175	0,0438	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe		66,49	2	0,617	0,556	0,1390	

Tabelle 8: Ergebnisse der ANOVA beim 90° Hop-Test

Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim 90° Hop-Test:

Der 90°-Hop-Test zeigt im Vergleich zum Step-Test deutlich höhere Gelenkwinkel in allen Segmenten der unteren Extremität. Die Varianzanalyse der Hüftgelenkwinkel zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen der betroffenen Seite und der kontralateralen Seite innerhalb der Gruppe ($F = 24,99$; $p = 0,001$). Allerdings konnte beim Vergleich der betroffenen Seite zwischen den Gruppen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ($F=1,07$; $p=0,372$).

Der Hüftflexionswinkel beträgt bei einer Gesamtstichprobengröße von $n=15$ auf der betroffenen Seite $\bar{x}=44,71^\circ$ ($s=13,88$) und auf der kontralateralen Seite $\bar{x}=46,09^\circ$ ($s=12,54$).

Im Seitenvergleich weisen die Gruppen der ACL-OP und der Coper einen verminderten Hüftflexionswinkel auf der betroffenen Seite im Vergleich zur kontralateralen Seite auf (ACL-OP: $\bar{x}=50,15^\circ$; $s=9,79$ /Coper: $\bar{x}=43,09$; $s=12,54$). Auch die Mittelwerte auf der betroffenen Seite sind bei der Coper-Gruppe geringer ($\bar{x}=38,75$; $s=18,55$) als bei der ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=42,75$; $s=8,84$) und deutlich geringer als bei der gesunden Kontrollgruppe ($\bar{x}=51,48$; $s=12,24$). Die Tatsache, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den

Gruppen bezüglich der verletzten Seite festgestellt wurde, lässt sich auch hier durch die relativ große Standardabweichung erklären.

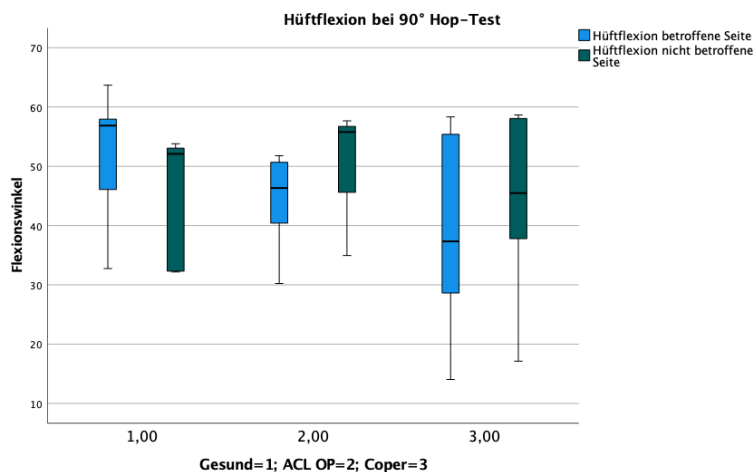
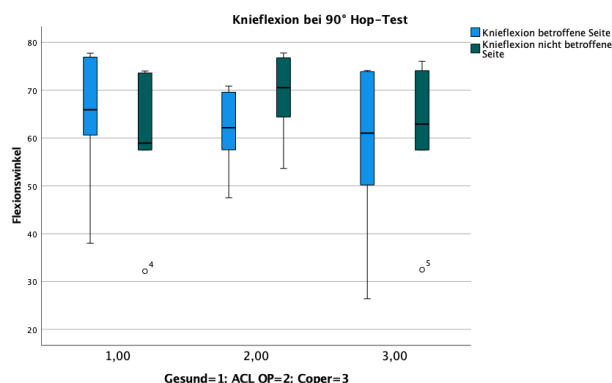


Abbildung 15: Hüftflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gru

Ein ähnliches, wenn auch nicht so deutliches Ergebnis zeigt sich für den Knieflexionswinkel.

Auch hier zeigt sich beim Ergebnis der ANOVA ein signifikanter Unterschied zwischen der betroffenen Seite und der kontralateralen Seite innerhalb der Gruppe ($F=26,12$; $p=0,001$). Jedoch keiner beim Vergleich der betroffenen Seite zwischen den Gruppen ($F=0,23$; $p=0,796$).

Es zeigen sich geringere Gelenkwinkel auf der betroffenen Seite im Vergleich zur kontralateralen Seite innerhalb der Gruppe. Die Gruppe der Patienten, die sich einer ACL-OP unterzogen haben,



weist auf der betroffenen Seite einen durchschnittlichen Knieflexionswinkel von $\bar{x}=61,54^\circ$ ($s=9,55$) im Vergleich zu $\bar{x}=68,82^\circ$ ($s=9,95$) auf der kontralateralen Seite auf. Die Coper zeigen auf der betroffenen Seite einen maximalen Knieflexionswinkel von

Abbildung 16: Knieflexionswinkel betroffene Seite nach Gruppen beim 90° Hop-Test vs.

$\bar{x}=57,61^\circ$ ($s=19,85$) im Vergleich zu $\bar{x}=60,61^\circ$ ($s=17,51$) auf der kontralateralen Seite.

Auch wenn die Differenz weniger deutlich ausfällt, ist dennoch ein verringerter Flexionswinkel der ACL-OP- und Coper-Gruppe auf der betroffenen Seite im Vergleich zur Kontrollgruppe festzustellen. In Bezug auf den Flexionswinkel der ACL-OP-Probanden lässt sich feststellen, dass diese zwischen der Gruppe der Gesunden ($\bar{x}=63,84$; $s=16,17$) und der Coper-Gruppe ($\bar{x}=57,14$; $s=19,85$) liegen.

Die Dorsalflexion zeigt, wie bereits beim Step-Test, keine signifikanten Unterschiede, weder zwischen den Gruppen noch im Seitenvergleich.

Die Varianzanalyse der Hüftabduktion zeigt, dass es sowohl im allgemeinen Seitenvergleich ($F=21,74$; $p=0,003$) als auch im Vergleich zwischen der betroffenen Seite und der kontralateralen Seite innerhalb der Gruppe ($F=12,87$; $p=0,007$) signifikante Unterschiede gibt. Die Mittelwerte der betroffenen Seite bezüglich der Gruppe zeigen jedoch keine signifikanten Unterschiede ($F=0,62$; $p=0,556$).

Die Mittelwerte zeigen bei der Coper-Gruppe auf der betroffenen Seite eine vermehrte Hüftabduktion ($\bar{x}=-9,72^\circ$; $s=7,29$) im Vergleich zum kontralateralen Gelenk ($\bar{x}=-15,29^\circ$; $s=7,88$). Im Vergleich zur ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=-12,23$; $s=6,06$) und zur Kontrollgruppe ($\bar{x}=-14,87$; $s=8,47$) zeigt sich auf der betroffenen Seite der Coper eine geringere Hüftadduktion ($\bar{x}=-9,72^\circ$; $s=7,29$).

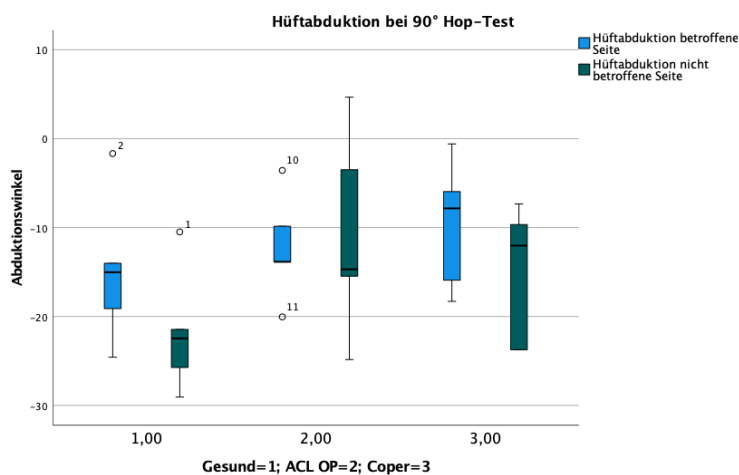


Abbildung 17: Hüftabduktionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach

Ergebnisse Single-Leg-Hop for Distance Test

Fragestellung ad 90° Hop-Test:

Besteht ein Unterschied bei den Gelenkwinkeln der unteren Extremität (Hüftflexion, Knieflexion, Dorsalflexion, Hüftabduktion) beim Single-Leg-Hop for Distance Test bezüglich der verletzten und gesunden Seite hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit (Coper, ACL-OP, Gesund), sowie Geschlecht und Lebensalter?

		n	$\bar{x}_{\text{verletzte Seite}}$	$s_{\text{verletzte Seite}}$	$\bar{x}_{\text{gesunde Seite}}$	$s_{\text{gesunde Seite}}$
Hüftflexion	Probanden Total	15	61,92	18,76	63,98	15,29
	Probanden Gesund	5	69,94	11,13	64,34	11,30
	Probanden ACL-OP	5	65,15	25,62	67,34	22,27
	Probanden Coper	5	50,67	14,13	60,26	12,74
Knieflexion	Probanden Total	15	64,77	12,01	67,51	10,66
	Probanden Gesund	5	65,88	10,39	59,78	11,07
	Probanden ACL-OP	5	60,36	17,46	70,11	11,25
	Probanden Coper	5	68,07	7,21	72,63	5,69
Dorsalflexion	Probanden Total	15	16,43	4,88	17,23	4,79
	Probanden Gesund	5	17,82	4,96	17,62	5,85
	Probanden ACL-OP	5	12,41	3,09	14,57	1,82
	Probanden Coper	5	19,06	4,25	19,51	5,24
Hüftabduktion	Probanden Total	15	-6,26	7,92	-7,79	10,22
	Probanden Gesund	5	-3,41	10,43	-7,38	11,11
	Probanden ACL-OP	5	-9,61	6,59	-11,12	10,49
	Probanden Coper	5	-5,76	6,51	-4,87	10,37

Tabelle 9: Deskriptiv Statistik Single-Leg-Hop-Test; $\bar{x}$ = Mittelwert; s = Standardabweichung

				SS	DF	F	p	p	korr.
Hüftflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	30,19	1	13,02	0,011	0,0028	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	200,89	2	43,31	<0,001	0,0003	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht	14,36	1	6,19	0,047	0,0118	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	14,93	1	6,44	0,044	0,0110	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	1006,90	2	1,54	0,254	0,0635	
Knieflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	14,48	1	17,47	0,006	0,0015	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	68,68	2	41,43	<0,001	0,0003	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht	45,72	1	55,17	<0,001	0,0003	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	67,41	1	81,34	<0,001	0,0003	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	158,01	2	0,51	0,613	0,1533	
Dorsalflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	16,93	1	4,56	0,077	0,0193	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	5,09	2	0,69	0,539	0,1348	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht	2,69	1	0,73	0,427	0,0106	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	0,545	1	0,15	0,715	0,1788	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	125,196	2	3,59	0,060	0,0150	
Hüftadduktion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	1,57	1	0,25	0,637	0,1593	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Gruppe	3,54	2	0,28	0,767	0,1918	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Schlecht	0,13	1	0,02	0,893	0,2233	
	Betroffene vs.	Kontralateral	Alter	0,27	1	0,04	0,843	0,2108	
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	97,98	2	0,755	0,491	0,1228	

Tabelle 10: Ergebnisse der ANOVA beim Single-Leg-Hop Test

Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim Single-Leg-Hop

Die Ergebnisse der Varianzanalyse bezüglich des Single-Leg-Hops zeigen für die Hüftflexion und Knieflexion einige hochsignifikante Ergebnisse.

Bei der Hüftflexion lässt sich ein signifikanter Unterschied im Seitenvergleich ($F=13,02$; $p=0,011$) sowie hochsignifikant im Seitenvergleich bezüglich der Gruppe ($F=43,31$; $p<0,001$) feststellen. Die Mittelwerte der Coper-Gruppe weisen auf der betroffenen Seite ($\bar{x}=50,67^\circ$; $s=14,13$) einen deutlichen verminderten

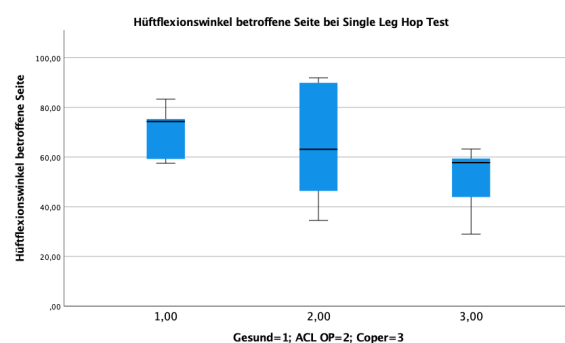


Abbildung 18: Hüftflexionswinkel betroffene Seite bei Single Leg Hop Test

Hüftflexionswinkel von knapp 10° im Vergleich zur kontralateralen Seite ($\bar{x}=60,26^\circ$; $s=12,74$) auf. Die betroffene Seite der Coper zeigt zudem einen verminderten Gelenkwinkel im Vergleich zur Kontrollgruppe ($\bar{x}=69,94$; $s=11,13$) und der ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=65,15$; $s=25,26$). Allerdings wird dieser Unterschied aufgrund der hohen Standardabweichung als nicht signifikant beschrieben ($F=1,54$; $p=0,254$).

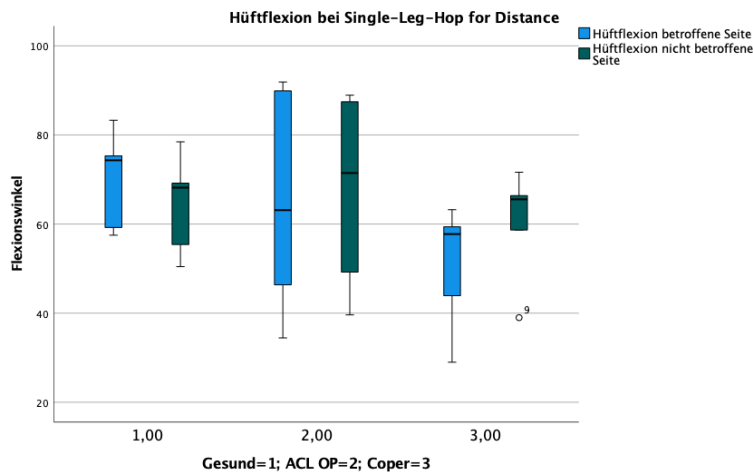


Abbildung 19: Hüftabduktionswinkel Distance Test

19: Hüftabduktionswinkel

betroffene Seite

vs. nicht betroffene Seite

vs.

nicht betroffene Seite

Seite nach

Ein ähnliches Bild ergibt sich für das Ergebnis der ANOVA für den Knieflexionswinkel. Der Unterschied der betroffenen Seite bezüglich der Gruppe wird aufgrund der hohen

Standardabweichung als nicht signifikant eingestuft ($F=0,51$; $p=0,613$). Im Gegensatz zu den vorangegangenen Testungen, bei welchen der Knieflexionswinkel bei der Coper-Gruppe am geringsten ist, ist hier jedoch eine Auffälligkeit zu vermerken, die darin besteht, dass die Coper-Gruppe auf der betroffenen Seite einen höheren Flexionswinkel

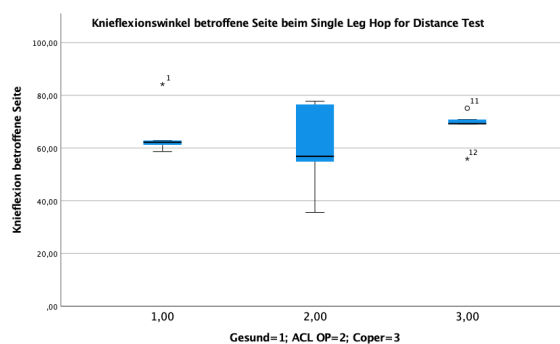


Abbildung 20: Knieflexionswinkel Gruppen bei Single Leg Hop Test

20: Knieflexionswinkel betroffene Seite

Seite nach

aufweist. Im Vergleich zur Kontrollgruppe ($\bar{x}=65,88^\circ$; $s=10,39$) und ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=60,36^\circ$; $s=17,46$) zeigt sich bei der Coper-Gruppe ein Flexionswinkel von $\bar{x}=68,7^\circ$ ($s=7,21$).

Der Vergleich der Seiten innerhalb der Gruppe ergibt einen hoch signifikanten Unterschied ($F=41,43$; $p<0,001$) bei der Knieflexion. Sowohl die ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=60,36^\circ$, $s=17,46$) als auch die Coper-Gruppe ($\bar{x}=68,07^\circ$, $s=7,21$) zeigen auf der betroffenen Seite einen verminderten Gelenkwinkel, im Gegensatz zur kontralateralen Seite (ACL-OP: $\bar{x}=70,11^\circ$; $s=11,25$ / Coper: $\bar{x}=72,63^\circ$; $s=5,69$).

Die Dorsalflexion zeigt beim Single-Leg-Hop zum ersten Mal signifikante Unterschiede in den Mittelwerten zwischen den Gruppen. Die Gruppe der ACL-OP-Patienten zeigt auf der betroffenen Seite eine verminderte Sprunggelenksbewegung ($\bar{x}=12,41^\circ$; $s=3,09$) im Vergleich zur Gruppe der gesunden Probanden ($\bar{x}=17,82^\circ$; $s=4,96$) und der Coper ($\bar{x}=19,06^\circ$; $s=4,25$). Ein signifikanter Unterschied konnte jedoch nicht nachgewiesen

werden ($F=3,59$; $p=0,06$). Der Vergleich der betroffenen Seite mit der kontralateralen Seite innerhalb der Gruppe zeigte weder in der Varianzanalyse ($F=4,56$; $p=0,077$) noch im Vergleich der Mittelwerte einen signifikanten Unterschied.

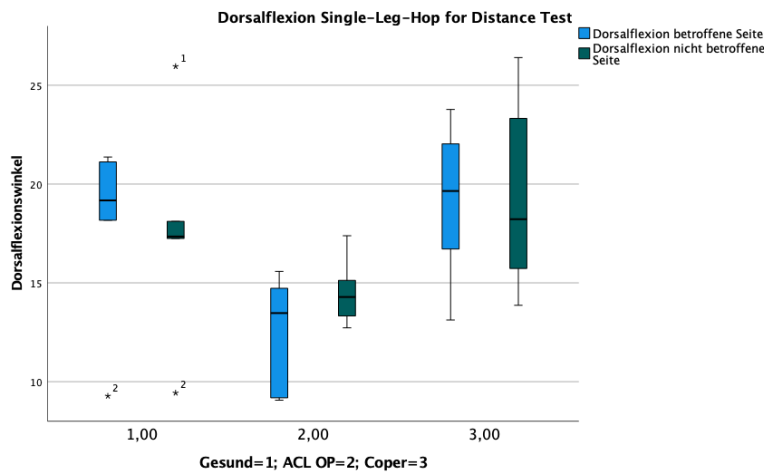


Abbildung 21: Dorsalflexionswinkel Distance Test

betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite

Die Ergebnisse der ANOVA bezüglich der Hüftabduktion zeigen, dass kein Faktor einen signifikanten Unterschied aufweist. Beim Vergleich der Mittelwerte fällt jedoch auf, dass die ACL-OP-Gruppe auf der betroffenen Seite zu mehr Hüftadduktion neigt als die Kontrollgruppe und die Coper-Gruppe. Der Mittelwert der ACL-OP-Gruppe liegt bei $\bar{x} = -9,61^\circ$ ($s=6,59$), der der Kontrollgruppe bei $\bar{x} = -3,41^\circ$ ($s=10,43$) und der der Coper-Gruppe bei $\bar{x} = -5,76^\circ$ ($s=6,51$).

Ergebnisse Tripple Cross Over for Distance Test

Fragestellung ad TrippleCross Over Test:

Besteht ein Unterschied bei den Gelenkwinkeln der unteren Extremität (Hüftflexion, Knieflexion, Dorsalflexion, Hüftabduktion) beim Tripple Cross Over Test bezüglich der verletzten und gesunden Seite hinsichtlich der Gruppenzugehörigkeit (Coper, ACL-OP, Gesund), sowie Geschlecht und Lebensalter?

Wie in der Versuchsbeschreibung ausgeführt wird nur Kontakt 1 und 3 (hier beschrieben als Kontakt 1 & 2) berücksichtigt.

			Kontakt 1				Kontakt 2			
	n		$\bar{x}_{\text{betroffene Seite}}$	s betroffene Seite	$\bar{x}_{\text{Kontralateral}}$	s Kontralateral	$\bar{x}_{\text{betroffene Seite}}$	s betroffene Seite	$\bar{x}_{\text{Kontralateral}}$	s Kontralateral
Hüftflexion	Probanden Total	15	26,42	5,81	29,51	7,42	44,38	10,13	45,86	10,99
	Probanden Gesund	5	26,21	3,71	24,90	1,34	43,04	9,85	38,53	2,56
	Probanden ACL-OP	5	26,40	7,24	32,22	6,79	47,51	11,55	51,11	12,79
	Probanden Coper	5	26,65	7,19	31,41	10,23	42,57	10,49	47,93	12,09
Knieflexion	Probanden Total	15	39,47	14,66	39,07	12,67	53,29	14,16	55,32	15,77
	Probanden Gesund	5	51,61	5,84	39,06	12,79	49,42	17,04	41,87	16,35
	Probanden ACL-OP	5	29,52	9,21	38,13	6,48	50,08	8,90	63,83	6,87
	Probanden Coper	5	37,29	17,86	40,02	18,81	60,35	15,44	60,27	14,45
Dorsalflexion	Probanden Total	15	16,60	5,21	16,57	3,49	15,68	5,14	17,14	5,16
	Probanden Gesund	5	14,67	2,94	14,67	2,94	15,61	6,91	14,68	6,56
	Probanden ACL-OP	5	16,91	2,31	16,91	2,31	15,83	5,54	19,83	3,73
	Probanden Coper	5	18,13	4,57	18,13	4,57	15,61	4,93	16,91	4,41
Hüftabduktion	Probanden Total	15	-1,71	6,66	-4,83	5,15	-0,85	4,13	-8,42	4,83
	Probanden Gesund	5	-0,38	8,60	-2,06	6,26	0,07	6,16	-7,16	3,51
	Probanden ACL-OP	5	-6,10	4,39	-7,80	3,837	-2,43	0,85	-11,94	5,55
	Probanden Coper	5	1,35	4,88	-4,64	4,25	-0,17	4,05	-6,17	3,86

Tabelle 11: Deskriptiv Statistik Tripple Cross Over Test; $\bar{x}$ = Mittelwert; s = Standardabweichung

				Kontakt 1				Kontakt 2			
				SS	DF	F	p	SS	DF	F	p
Hüftflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	46,17	1	10,68	0,017	23,69	1	3,41	0,114
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	48,26	2	5,58	0,043	154,934	2	11,14	0,010
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	29,18	1	6,75	0,041	76,32	1	5,51	0,044
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	35,90	1	8,30	0,028	196,58	1	28,27	0,002
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	0,479	2	0,006	0,994	74,20	2	0,33	0,727
Knieflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	1,44	1	0,058	0,815	40,15	1	1,27	0,287
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	18,37	2	10,38	0,004	332,28	2	5,23	0,028
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	0,08	1	0,004	0,952	2,89	1	0,091	0,769
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	0,91	1	0,04	0,853	132,65	1	4,18	0,068
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	1256,76	2	4,31	0,39	375,93	2	0,93	0,422
Dorsalflexion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	0,36	1	0,05	0,828	14,39	1	2,29	0,161
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	3,62	2	0,25	0,785	33,52	2	2,67	0,118
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	14,81	1	2,02	0,185	5,91	1	0,94	0,355
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	8,81	1	1,21	0,298	0,004	1	0,001	0,980
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	90,89	2	1,878	0,195	0,159	2	0,002	0,998
Hüftabduktion	Betroffene Seite	vs.	Kontralateral	77,53	1	3,39	0,095	451,46	1	34,38	<0,001
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	27,16	2	0,59	0,570	5,49	2	0,21	0,815
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	4,87	1	0,21	0,654	21,25	1	1,62	0,232
	Betroffene vs.	Kontralateral	Seite	2,48	1	0,109	0,748	10,07	1	0,77	0,402
	Betroffene Seite	bezüglich	Gruppe	152,22	2	1,95	0,185	19,057	2	0,519	0,608

Tabelle 12: Ergebnisse der ANOVA beim Tripple Cross Over Hop Test

Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim TrippleCross Over for

Die Varianzanalyse des Triple-Cross-Over-Tests zeigt signifikante Unterschiede im Seitenvergleich bezüglich der Gruppe bei Kontakt 1 (Hüftflexion: $F=5,58$; $p=0,043$ / Knieflexion: $F=10,38$; $p=0,004$) und Kontakt 2 (Hüftflexion: $F=11,14$; $p=0,010$ / Knieflexion: $F=5,23$; $p=0,028$) bei der Hüftflexion als auch bei der Knieflexion. Auch bei der Hüftabduktion bei Kontakt 2 ($F=34,38$; $p=<0,001$) sind signifikante Unterschiede festzustellen.

Der Vergleich der Mittelwerte bei Kontakt 1 im Seitenvergleich offenbarte geringer Hüftflexionswinkel bei der ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=26,40^\circ$; $s=7,24$) und Coper-Gruppe ($\bar{x}=26,65^\circ$; $s=7,1$) gegenüber der kontralateralen Seite (ACL-OP: $\bar{x}=32,22^\circ$; $s=6,79$ / Coper: $\bar{x}=31,41$; $s=10,23$) von etwa $5,5^\circ$ im Mittel.

Die Mittelwerte auf der betroffenen Seite bei Kontakt 1 zeigen eine hohe Homogenität über alle Gruppen mit einem Wert von rund 26° . Bei Kontakt 2 zeigt sich auf der Ipsilateralen Seite bei der ACL-OP-Gruppe rein deskriptiv ein etwas höherer Gelenkwinkel von $47,51^\circ$ ($s=11,55$) im Gegensatz zur Kontrollgruppe ($\bar{x}=43,04^\circ$; $s=9,85$)

und Coper-Gruppe ($\bar{x}=42,57^\circ$; $s=10,49$). In der Varianzanalyse bezüglich der betroffenen Seite konnte jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt werden (Kontakt1: $F=0,006$; $p=0,994$ / Kontakt2: $F=0,33$; $p=0,727$).

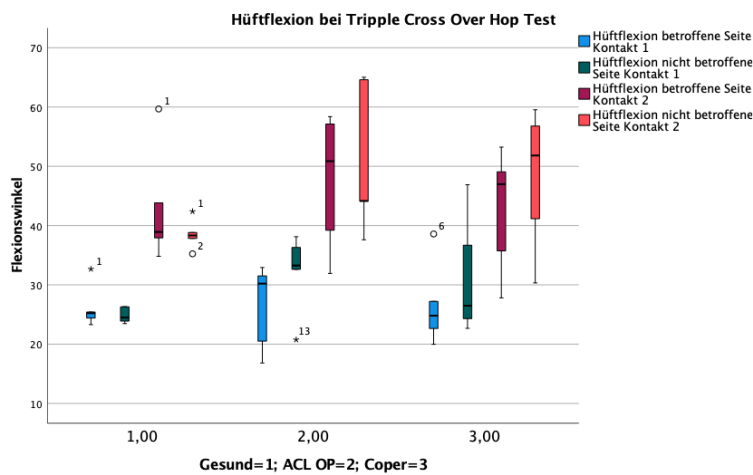


Abbildung 22: Hüftflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gru...

Bei der Knieflexion zeigt sich bei Kontakt 1 ein größerer Gelenkwinkel auf der betroffenen Seite bei den gesunden Probanden ($\bar{x}=51,61^\circ$; $s=5,84$) im Gegensatz zu ACL-Op ($\bar{x}=29,52^\circ$; $s=9,21$) und Coper-Gruppe ($\bar{x}=37,29^\circ$; $s=17,86$). Wie bei der Hüftflexion zeigt sich auch bei der Knieflexion ein größerer Gelenkwinkel bei Kontakt 2. Den größten Flexionswinkel auf der betroffenen Seite weisen hier die Coper auf ($\bar{x}=60,35^\circ$; $s=15,44$). Die Mittelwerte der ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=50,08^\circ$; $s=8,90$) und der Kontrollgruppe ($\bar{x}=49,42^\circ$; $s=17,04$) zeigen im Gegensatz zu den Copern circa 10° weniger Knieflexion auf. Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigen, dass sich die Knieflexion im Seitenvergleich bezüglich der Gruppe sowohl bei Kontakt 1 ($F=10,38$; $p=0,004$) als auch bei Kontakt 2 ($F=5,23$; $p=0,028$) signifikant unterscheidet. Die Ergebnisse der ACL-OP ($\bar{x}=29,52^\circ$; $s=9,21$) und Coper ($\bar{x}=37,29^\circ$; $s=17,86$) zeigen bei Kontakt 1 auf der betroffenen Seite einen geringeren Knieflexionswinkel. Der Flexionswinkel ist auf der kontralateralen Seite signifikant höher als auf der betroffenen Seite (ACL-OP: $\bar{x}=38,13^\circ$; $s=6,48$ / Coper: $\bar{x}=40,02^\circ$; $s=18,81$). Bei Kontakt 2 zeigt die Coper-Gruppe einen minimalen Unterschied zwischen kontralateraler und ipsilateraler Seite. Im Gegensatz hierzu zeigt die ACL-OP-Gruppe auf der betroffenen Seite ($\bar{x}=50,08^\circ$; $s=8,90$) eine Differenz von etwa 13° zur kontralateralen Seite ($\bar{x}=63,83^\circ$; $s=6,87$).

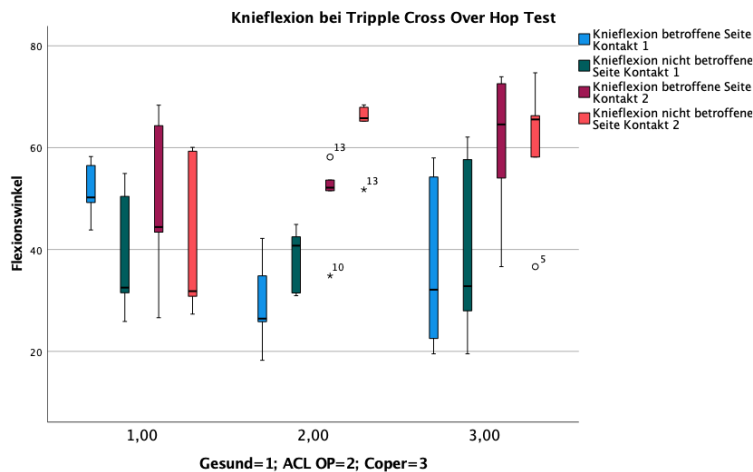


Abbildung 23: Knieflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gru

Die Dorsalflexion zeigt ein sehr homogenes Ergebnis über alle Gruppen und im Seitenvergleich, was sich auch in der Varianzanalyse widerspiegelt, bei welcher keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten.

Die Ergebnisse der ANOVA für die Hüftabduktion zeigen im Seitenvergleich für den zweiten Kontakt ein signifikantes Ergebnis ($F=34,38$; $p<0,001$), wohingegen Kontakt 1 kein signifikanzniveau aufzeigte ($F=0,095$; $p=0,095$).

Beim Vergleich der Mittelwerte sticht heraus, dass die Coper (Kontakt 1: $\bar{x}=1,35^\circ$; $s=4,88$ / Kontakt 2: $\bar{x}=-0,17^\circ$; $s=4,07$) und Kontrollgruppe (Kontakt 1: $\bar{x}=-0,38^\circ$; $s=8,60$ / Kontakt 2: $\bar{x}=-0,07^\circ$; $s=6,16$) auf der betroffenen Seite sowohl im Seitenvergleich als auch im Gruppenvergleich mehr zu einer Hüftabduktion tendieren. Im Gegensatz hierzu die ACL-OP (Kontakt 1: $\bar{x}=-6,10^\circ$; $s=4,39$ / Kontakt 2: $\bar{x}=-2,43^\circ$; $s=0,85$) zu einer Hüftadduktion.

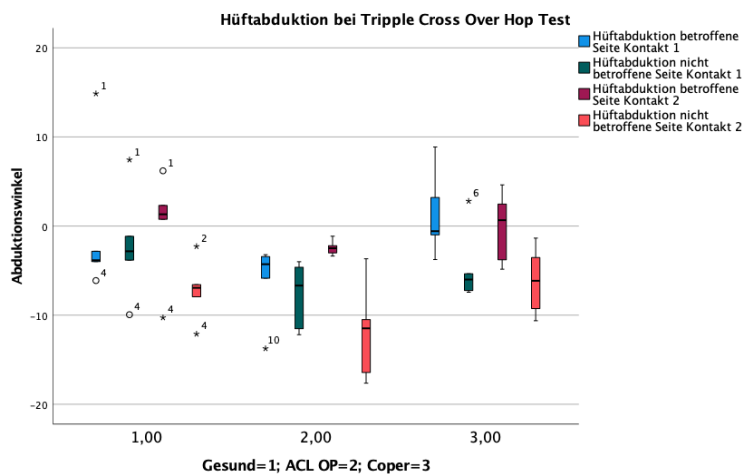


Abbildung 24: Hüftabduktionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Test

Ergebnisse Test Vergleich: Step-Test VS. Single-Leg-Hop for Distance

Fragestellung Test Vergleich:

Besteht ein Unterschied bei den Gelenkwinkeln der unteren Extremität (Hüftflexion, Knieflexion, Dorsalflexion, Hüftabduktion) beim Vergleich zwischen Step-Test und Single-Leg-Hop for Distance Test Tripple Cross Over for Distance Test bezüglich der verletzten Seite bei der ACL-OP und Coper Gruppe?

	n	$\bar{x}$	Step-Test	Step-Test	Single-Leg-Hop	Single-Leg-Hop
Hüftflexion	10		6,13	2,59	7,56	20,95
Knieflexion	10		5,89	11,01	2,88	13,23
Dorsalflexion	10		1,58	1,58	1,65	4,95
Hüftabduktion	10		-5,39	5,58	0,98	6,5

Tabelle 13: Deskriptive Statistik Differenz zwischen Step-Test und Single-Leg-Hop-Test

Ergebnisse der ANOVA bei der Differenz zwischen Step-Test und Single-Leg-Hop-Test

				T	DF	p	
Hüftflexion	Step	Test	-	-0,18	9	0,858	Test
Knieflexion	Step	Test	-	0,08	9	0,401	Test
Dorsalflexion	Step	Test	-	-0,04	9	0,966	Test
Hüftabduktion	Step	Test	-	-2,73	9	0,023	Test

Tabelle 14: Ergebnisse der ANOVA bei der Differenz zwischen Step-Test und Single-Leg-Hop-Test

Ergebnisse der Deskriptivanalyse und Varianzanalyse beim Vergleich zwischen und Single Leg Hop-Test:

Beim Vergleich des Step-Tests mit dem Single-Leg-Hop Test ergab die Varianzanalyse lediglich für die Differenz der Hüftabduktion zwischen den Tests ein statistisch signifikantes Ergebnis ($T=-2,73$; $p=0,023$).

Im Vergleich der Mittelwerte zeigt sich für die Hüftabduktion ein deutlicher Unterschied zwischen dem Step-Test ($\bar{x}=-5,39^\circ$; $s=5,58$) und dem Single-Leg-Hop-Test ($\bar{x}=0,98^\circ$; $s=6,5$) von circa 5° hin zu einer mehr abduktierteren Hüftstellung beim Single-Leg-Hop.

Die Ergebnisse für die Hüftflexion (Step-Test: $\bar{x}=6,13^\circ$; $s=2,59$ / Single-Leg-Hop: $\bar{x}=7,56^\circ$; $s=20,95$), Knieflexion (Step-Test: $\bar{x}=5,89^\circ$; $s=11,01$ / Single-Leg-Hop: $\bar{x}=2,88^\circ$; $s=13,23$) und Dorsalflexion (Step-Test: $\bar{x}=1,58^\circ$; $s=1,58$ / Single-Leg-Hop: $\bar{x}=1,65^\circ$; $s=4,95$) erscheinen sehr ähnlich, was durch Ergebnisse der Varianzanalyse bestätigt wird.

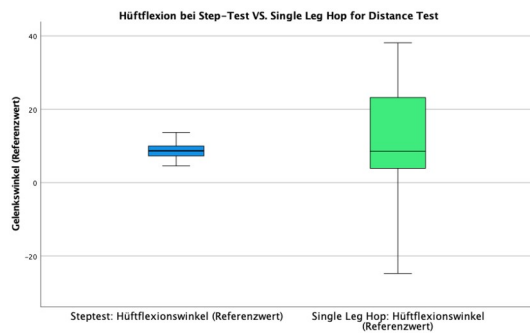


Abbildung 25: Referenzwert des Hüftflexionswinkels bei Step-Test VS. Single Leg Hop

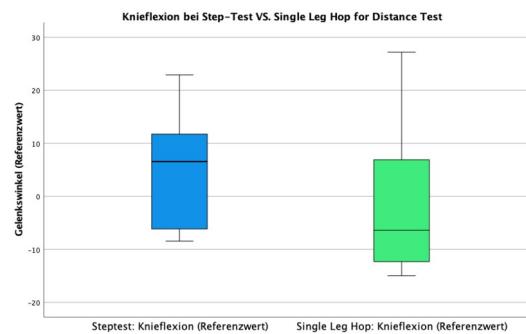


Abbildung 26: Referenzwert des Knieflexionswinkels bei Step-Test VS. Single Leg Hop for Distance Test

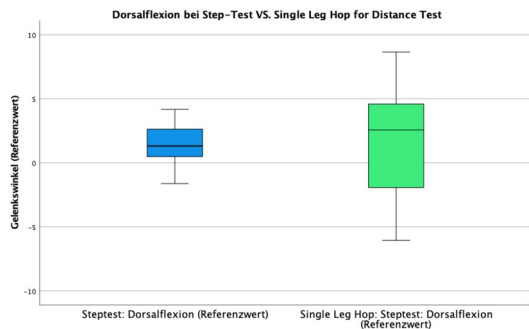


Abbildung 27: Referenzwert des Dorsalflexionswinkels bei Step-Test VS. Single Leg Hop

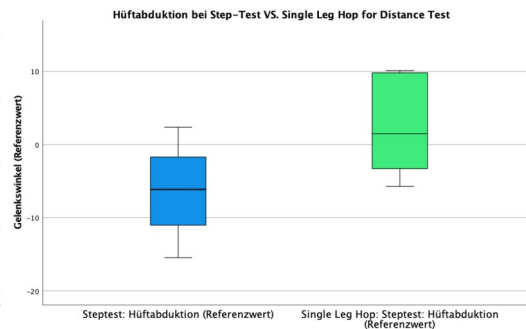


Abbildung 28: Referenzwert des Hüftabduktionswinkels bei Step-Test VS. Single Leg Hop for Distance Test

Zusammenfassung der Ergebnisse:

In diesem Kapitel werden die wichtigsten Ergebnisse der statistischen Auswertung zu den einzelnen Gelenkwinkeln der unteren Extremität (Hüftflexion, Knieflexion, Dorsalflexion, Hüftabduktion) sowie ein Vergleich zwischen dem am wenigsten gelenkbelastenden Step-Test und dem am meisten gelenkbelastenden Single-Leg-Hop-Test der Versuchsreihe dargestellt. Um eine bessere Übersicht zu gewährleisten, werden die Ergebnisse der einzelnen Gelenke in Unterkapiteln behandelt und am Ende nochmals eine allgemeine Zusammenfassung gegeben.

1. Hüftflexion: Beim Vergleich der betroffenen Seite mit der kontralateralen Seite ist das Ergebnis der Varianzanalyse bei allen durchgeführten Tests (Step-Test, 90°-Hop-Test, Single-Leg-Hop, Tripple-Crossover-Test) signifikant. Betrachtet man die Mittelwerte der einzelnen Gruppen (Gesund, ACL-OP, Coper), so fällt auf, dass die Gruppen Coper und

ACL-OP auf der betroffenen Seite deutlich geringere Flexionswinkel aufweisen als auf der kontralateralen Seite.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse beim Vergleich der betroffenen Seite im Gruppenunterschied zeigen nur beim Step-Test und beim Single-Leg-Hop ein signifikantes Ergebnis. Beim Vergleich der Mittelwerte zeigt sich jedoch ein deutliches Muster. Die Kontrollgruppe weist im Vergleich zur ACL-Op- und Coper-Gruppe deutlich höhere Gelenkwinkel auf. Die Gelenkwinkel der Coper und ACL-OP Gruppe erscheinen sehr ähnlich, mit Ausnahme der Ergebnisse beim Single-Leg-Hop. Hier unterscheiden sich die Coper ($\bar{x}=50,67^\circ$; $s=14,13$) von der ACL-OP Gruppe ($\bar{x}=65,15^\circ$; $s=25,12$) und der Kontrollgruppe ($\bar{x}=69,94^\circ$; $s=11,13$).

Generell zeigt sich, dass die Coper-Gruppe die geringsten Hüftbeugungswinkel aufweist, gefolgt von der ACL-Op-Gruppe. Die gesunden Probanden wiesen immer die gleichen Gelenkwinkel auf.

2.Knieflexion: Das Ergebnis der Kniebeugung ist von besonderem Interesse, da hier mit zunehmender Belastung des Kniegelenks die größten Unterschiede in der Gelenkdynamik zwischen den Gruppen auftreten.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse im Seitenvergleich sind bis auf den Step-Test signifikant. Bezüglich der betroffenen Seite im Gruppenvergleich ergeben sich beim Step-Test und beim Single-Leg-Hop keine signifikanten Unterschiede.

Der Mittelwertvergleich im Seitenvergleich zeigt ein sehr homogenes Ergebnis und ähnelt dem der Hüftflexion. Die Kniegelenkwinkel der ACL-OP- und Coper-Gruppe sind bei allen Tests auf der betroffenen Seite kleiner als auf der kontralateralen Seite.

Vergleicht man die Mittelwerte der ipsilateralen Seite zwischen den Gruppen, so zeigt sich wie bei der Hüftflexion, dass die Coper die geringste Knieflexion beim Step-Test und beim 90°-Hop-Test aufweisen. Bei der ACL-OP-Gruppe wurden etwas mehr Flexionswinkel gemessen und liegen in der Mitte zwischen Coper und Kontrollgruppe, die das Knie am meisten beugen.

Im Single-Leg-hop und Tripple-Crossover scheint sich dieses Ergebnis jedoch umzukehren. Im Single-Leg-Hop zeigt die Gruppe der Coper den größten Kniegelenkwinkel ($\bar{x}=68,7^\circ$; $s=7,21$), gefolgt von den gesunden Probanden ($\bar{x}=65,88^\circ$; $s=10,39$). Die geringste Beugung zeigen die ACL-operierten Probanden mit $\bar{x}=60,36^\circ$ ($s=17,46$).

Der Triple Crossover Test zeigt für Kontakt 1, dass die Kontrollgruppe den größten Kniegelenkwinkel hat ($\bar{x}=51,69^\circ$; $s=5,84$). Die Coper ($\bar{x}=37,29^\circ$; $s=17,86$) und ACL-OP Gruppe ($\bar{x}=29,52^\circ$; $s=9,21$) deutlich weniger.

Beim Landemanöver des zweiten Kontaktes zeigt sich jedoch ein anderes Bild. Hier weisen die Coper mit $\bar{x}=60,35^\circ$ ($s=15,46$) den größten Kniewinkel auf. Die ACL-OP-Gruppe ($\bar{x}=50,08^\circ$; $s=8,9$) und die gesunde Gruppe ($\bar{x}=49,42^\circ$; $s=17,04$) haben einen um ca. 10° geringeren Flexionswinkel.

3. Dorsalflexion: Die Dorsalflexion zeigt im Vergleich der Mittelwerte sowohl im Seitenvergleich als auch im Vergleich der betroffenen Seite zwischen den Gruppen ein sehr homogenes Ergebnis. Dies wird durch die Ergebnisse der Varianzanalyse bestätigt. Lediglich beim Single Leg Hop zeigen sich deutlichere Unterschiede in den Mittelwerten. Die ACL-OP-Gruppe zeigte mit $\bar{x}=12,41^\circ$ ($s=3,09$) eine geringere Dorsalflexion als die Kontrollgruppe ($\bar{x}=17,83^\circ$; $s=4,96$) und Coper ($\bar{x}=19,06^\circ$; $s=4,25$). Die Varianzanalyse ergab jedoch keinen signifikanten Unterschied ($F=3,59$; $p=0,06$).

4. Hüftabduktion:

Die Varianzanalyse der Hüftabduktion zeigt nur teilweise signifikante Unterschiede im Vergleich betroffene Seite vs. Ipsilateral sowie betroffene Seite vs. Gruppe. Die deskriptive Statistik zeigt jedoch deutliche Tendenzen. Die Coper weisen über alle Tests den größten Hüftabduktionswinkel bzw. den kleinsten Adduktionswinkel auf. Wohingegen die ACL-OP-Gruppe in der Mitte zwischen Coper und Kontrollgruppe liegt, die zumeist den größten Hüftadduktionswinkel aufweist. Im Seitenvergleich zwischen betroffener und kontralateraler Seite zeigt sich, dass die Coper Gruppe im Vergleich zur kontralateralen Seite meist einen positiven oder leicht negativen Hüftabduktionswinkel aufweist. Die ACL-OP-Gruppe und die Kontrollgruppe sind sich in den meisten Fällen sehr ähnlich, wobei in der ACL-OP-Gruppe eine Tendenz zu einer geringeren Hüftadduktion auf der betroffenen Seite im Vergleich zur kontralateralen Seite zu beobachten ist.

5. Vergleich Step-Test zu Single-Leg-Hop:

Die Varianzanalyse ergab nur für die Hüftabduktion einen statistisch signifikanten Unterschied. ($T=2,73$; $p=0,023$). Der Mittelwertvergleich zeigt, dass die Hüftabduktion beim Single-Leg-Hop-Test im Vergleich zum Step-Test erhöht ist. Die anderen Gelenkstellungen zeigten keine relevanten Unterschiede zwischen den Tests.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Coper-Gruppe im Vergleich zur ACL-OP-Gruppe und zur Kontrollgruppe geringere Gelenkwinkel aufweist. Lediglich beim Single-Leg-Hop, der in der Testbatterie die größte Gelenkbelastung darstellt, zeigt sich ein umgekehrtes Ergebnis bei der Knieflexion. Hier zeigt sich ein größerer Gelenkwinkel bei den Copern im Gegensatz zur ACL-OP-Gruppe und den gesunden Probanden.

Beim Vergleich zwischen Step-Test und Single-Leg-Hop-Test zeigen sich bis auf eine erhöhte Hüftabduktion beim Single-Leg-Hop-Test keine relevanten Unterschiede.

Diskussion:

Ziel der vorliegenden Studie war es, einen Vergleich zwischen gesunden Probanden und operierten Patienten und Copern hinsichtlich ihrer Gelenkskinematik durchzuführen. Hauptaugenmerk lag hierbei auf den maximalen Gelenkwinkeln der unteren Extremitäten bei maximal auftretenden Bodenreaktionskräften unter Berücksichtigung verschiedener Bewegungsvorgaben.

Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass die Gruppe der Coper im Vergleich zur Kontrollgruppe die geringsten Gelenkwinkel aufweist. Die ACL-operierten Probanden weisen Gelenkwinkel zwischen der Coper- und der Kontrollgruppe auf.

Betrachtet man die einzelnen Segmente genauer, so zeigt sich für die ACL-OP- und die Coper-Gruppe mit zunehmender Gelenkbelastung im Single-Leg-Hop-Test deutlicher von den gesunden Probanden und dem kontralateralen Bein in Richtung geringeren Hüftflexionswinkels unterscheiden. Vor allem im Single-Leg-Hop-Test zeigen die Coper im Vergleich zur Kontrollgruppe einen um ca. 20° reduzierten Gelenkwinkel. Die ACL-OP-Gruppe tendierte mit einer Differenz von ca. 5° in die gleiche Richtung der gesunden Probanden. Dieser reduzierte Gelenkwinkel im Single-Leg-Hop-Test deckt sich mit den Ergebnissen von Ortiz et al. (2008), die davon ausgehen, dass ein reduzierter Hüftflexionswinkel eine geringere Belastung für das Kniegelenk bewirkt, die über die Hüfte und den Rumpf kompensiert wird. Auch eine Schwächung der das Kniegelenk umgebenden Muskulatur kann zu diesem Effekt führen (Palmieri-Smith, Thomas, & Wojtyś, 2008). Die Asymmetrien im Vergleich zwischen gesunden und verletztem Bein decken sich mit den Ergebnissen von Lundgren et al. (2015) et al. (2015). Auch hier zeigt sich eine verminderte Hüftflexion auf der betroffenen Seite, die zu einem pathologischen Bewegungsmuster führt.

Ein noch deutlicheres Ergebnis zeigte sich bei der Knieflexion. Die Gelenkwinkel der ACL-OP-Gruppe und der Coper-Gruppe sind auf der betroffenen Seite bei allen Tests deutlich kleiner als auf der kontralateralen Seite.

Auch im Gruppenvergleich konnte festgestellt werden, dass die Coper- und ACL-Operierten Probanden einen vergleichsweise größeren Gelenkwinkel zu vermeiden scheinen. Hewett et al. (2005) vermuten, dass dies Teil eines bewussten oder unbewussten Schutzmechanismus ist, um die Belastung auf das verletzte Kniegelenk zu minimieren. Darüber hinaus vermuten Risberg et al. (2004), dass die Ruptur des Kreuzbandes und der damit verbundene Wegfall der Mechanorezeptoren zu einer Veränderung der Propriozeption führt, was die veränderte Gelenkstellung erklären könnte.

Die Dorsalflexion zeigte sowohl im Seitenvergleich als auch im Vergleich der beiden Seiten ein sehr homogenes Gruppenergebnis. Lediglich beim Single-Leg-Hop Test zeigte die ACL-Op Gruppe einen um ca. 6° geringeren Gelenkwinkel, was sich mit den Ergebnissen von Rahimi et al. (2015), die in ihrer Studie feststellten, dass ACL-operierte Patienten zu einer Stabilisierungsstrategie des Kniegelenks über eine Flexion des Sprunggelenks neigen und dafür einen größeren Dorsalflexionswinkel einnehmen.

Im Gegensatz dazu tendieren die Coper zu einer stärkeren Hüftabduktion, während die ACL-OP-Gruppe und die Kontrollgruppe dies nicht zeigen. Dies könnte auf eine Stabilisierungsstrategie des Kniegelenks über die Hüfte hindeuten. Havens et al. (2015) und Koga et al. (2015) zeigen, dass eine erhöhte Hüftabduktion zu einer Verlagerung der Belastung vom Kniegelenk auf die Hüft- und Rumpfmuskulatur führt. Dies ist insbesondere bei der Landung nach Sprüngen ein wichtiger Faktor für das Gleichgewicht. (Parnianpour, Thomas, & Wojtys, 2008)

Der Vergleich zwischen dem Step-Test und dem Single-Leg-Hop Test zeigt ein sehr homogenes Ergebnis bezüglich der Gelenkwinkel. Wie bei den Ergebnissen der anderen Tests beschrieben, gibt es zwar meist signifikante Unterschiede in der Kinematik zwischen der Coper, ACL-Op und der Kontrollgruppe. Setzt man diesen Unterschied jedoch in Bezug zum generierten Referenzwert (siehe statistische Auswertung), so zeigt sich lediglich bei der Hüftabduktion im Single Leg Hop ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Tests. Hier ist der Unterschied zwischen den Gelenkwinkeln für die ACL-OP-Gruppe größer als beim Referenzwert. Dies deutet darauf hin, dass bereits bei weniger gelenkbelastenden Tests, wie z.B. dem Step-Test, pathologische Bewegungsmuster erkannt werden können. Zu einem ähnlichen Ergebnis kam al. (2021) in einem groß angelegten Vergleich der gängigen Hop-Tests. Sie

dass es kaum Unterschiede zwischen den verschiedenen Hop-Tests in Bezug auf Symmetry Index gibt.

In der Folge könnte dies für die Praxis bedeuten, dass bereits in relativ frühen Stadien der Rehabilitation weniger gelenkbelastende Tests durchgeführt werden könnten, um abnorme Bewegungsmuster zu identifizieren und diese in der Physiotherapie oder Trainingstherapie zu bearbeiten. Es darf jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass der Prozess des "Return to Sport" darin besteht, die Belastungen schrittweise zu steigern. Berücksichtigung der Heilungsphasen zu steigern. Dementsprechend sollten auch die Komplexität und die Gelenkbelastung der Tests im Rehabilitationsprozess berücksichtigt werden, um Aussagen über die funktionelle Leistungsfähigkeit der Patienten treffen zu können.

Limitationen:

Auch wenn die dargestellten Ergebnisse zumindest teilweise nachvollziehbar und im Sinne der durchgeführten Untersuchung sinnvoll erscheinen, sollen an dieser Stelle dennoch einige wesentliche Punkte aufgezeigt werden. Die Komplexität des Untersuchungsdesigns hätte bei einer wünschenswert größeren Stichprobe den Rahmen einer Masterarbeit gesprengt. Zu nennen sind hier insbesondere die Schwierigkeit, genügend Probanden ohne ACL zu finden, die Motivation der Probanden zu den vereinbarten Terminen im USZ Schmelz, die Erstellung und Umsetzung der technischen Aufbauten zur Datenerhebung, der Umgang mit Messfehlern und schließlich die statistische Auswertung.

Wie bereits oben erwähnt, wurde eine Bonferroni-Korrektur angewandt, um die gewünschten Fragen zu beantworten und eine Kumulation des Alphafehlers zu vermeiden. Die statistischen Ergebnisse insbesondere der vorliegenden Studie können keinesfalls als allgemeingültig angesehen werden. Die Stichprobengröße und damit die Stabilität der Ergebnisse kann aber als bedeutsame Kritik durchaus vorgebracht werden. Um zu stabilen und schlüssigen Ergebnissen für die Allgemeinheit zu kommen, wird es wesentlich sein, diese Ergebnisse nicht nur mit deutlich größeren Stichproben, sondern auch mit heterogenen Bevölkerungsgruppen weiter zu untersuchen. Neben der kleineren Stichprobe wird auch nur über Personen im Alter von ca. 30 Jahren mit den beiden höchsten Sportniveaus berichtet.

Empirische Befunde aus der Sportwissenschaft können durchaus für unterschiedlichste Personengruppen von Nutzen sein. Dazu sind jedoch neben Studien mit größeren

Stichproben auch Längsschnittstudien notwendig, um zu stabilen und gesicherten Ergebnissen zu kommen.

Schlussfolgerung

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Veränderung der Gelenkskinematik einer vorderen Kreuzbandruptur durch eine Vielzahl komplexer Faktoren (biomechanische und neuromuskuläre) beeinflusst wird, die bisher nicht eindeutig erklärbar erscheinen und weiterer Untersuchungen bedürfen.

Schließlich darf, wie in der Arbeit von Paterno et al. (2010) erwähnt, Aspekt und die Angst vor einer erneuten Verletzung nicht vernachlässigt werden, ebenfalls einen Einflussfaktor bei der Veränderung der Bewegungsmuster darstellen kann.

Literaturverzeichnis

- Althoff, T., Sasic, R., Hicks, J., King, A., Delp, S., & Leskovec, J. (2018). *activitydata reveal worldwide activityinequality*. Stanford University. Stanford: Springer Nature.
- Banzer, W., Pfeifer, K., & Vogt, L. (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegung* der Sportmedizin. Springer-Verlag.
- Boder, M. (2011, 03 5). Quadriceps protects the anterior cruciate Lig Orthopaedic Research, pp. 629-633.
- Bonsfills, N., Gomez-Barrena, E., Raygoza, J. J., & Nunez, A. (2018). neuromuscular controlrelated to motionin the acutelyACL-injured knee: an experimental study. Eur J Appl Physiol.
- Brotz, J., & Schuster, C. (2016). *Statistik für Human- und Sozialwiss* Verlag.
- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity for performance and injury. Clinical Biomechanics, pp. 511-517.
- Calais-Germain, B. (2005). *Anatomie der Bewegung. Technik und Funktion* Wiesbaden: Marix Verlag GmbH.
- Capin, J. J., Khandha, A., Zarzycki, R., Manal, K., & Buchanan, T. (2017). walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. Clin Biomechanics, 29(8), pp. 956-959.
- Chappell, J. D., Limpisvasti, O., & Giuliani, C. (2007). Kinematic and analysis of landing from a jump: ACL-injured patients versus un The American Journal of Sports Medicine, pp. 234-240.
- Chmielewski, T. L., Rudolph, K. S., Fitzgerald, K. G., Axe, M. J., (2015 05 16). Biomechanical evidence supporting a differential response injury. Clinical Biomechanics, pp. 568-591.
- Chmielewski, T., Hurd, W., & Snyder-Mackler, L. (2005). Elucidation of post destabilizing control strategy in ACL deficient non copers. Journal of Electromyography and Kinesiology, pp. 83-92.
- De Groote, F., Jonckers, I., & Duysens, J. (2014, 09). Task con muscle effort result in a small number of muscle synergies during gai computational neuroscience.
- Dingenen, B., Malfait, B., Nijis, S., Peers, K. H., Vereecken, S., Ver Staes, F. F. (2016, 08). Postural Stability During Single-Leg Stance: Evaluation of Noncontact Lower Extremity Injury Risk. Journal of Othop Sp Physio Therapie, pp. 650-657.
- Domnick, C., Raschke, M., & Herbort, M. (2016, 02 18). Biomechan cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction technique Journal of Orthopedics, pp. 82-93.
- Ebert, J. R., Du Preez, L., Furzer, B., Edwards, P., & Joss, B. (2018). Best Identify Functional Limb Asymmetry in Patients 9-12 Months Cruciate Ligament Reconstruction Employing a Hamstrings Tendon International Journal of Sports Physical Therapy, 16(2), pp. 393-403.
- Eid, M., Gollwitzer, M., & Schmitt, M. (2017). *Statistik und For* Verlag.

- Eitzen, I., Holm, I., Risberg, M. A., & Thorborg, K. (2010). Patellar anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Arthroscopy*, pp. 1119-1124.
- Fahrmeir, L., Christian, H., Künstler, R., Pigeot, I., & Tutz, G. Datenanalyse. Springer-Verlag.
- Hartigan, E., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2011). Time line for return-to-sport criteria after ACL reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Physical Therapy*, pp. 141-154.
- Havens, K. L., Sigward, S. M., Hame, S. L., & Cirillo, K. A. (2018). Cruciate ligament deficiency exhibit asymmetrical knee and hip biomechanics during a pedaling task on a stationary bike. *Journal of Orthopaedic & Physical Therapy*, pp. 174-181.
- Hewett, T. E., Ford, K. R., & Myer, G. D. (2005). Reducing knee ligament injuries among female athletes: A systematic review of neuromuscular training interventions. *Journal of Knee Surgery*, pp. 82-88.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2018). Biomechanics of knee ligament injuries in Sport: A Review of current literature. *Journal of Knee Surgery*, pp. 124.
- Houck, J. R., Wilding, G. E., Gupta, R., De Haven, K. E., & Maerz, J. (2018). Analysis of EMG patterns of control subjects and subjects with ACL injury during an unanticipated walking cut task. *Gait and Posture*, pp. 622-632.
- Kaplan, Y. (2011, 10). Identifying Individuals with an Anterior Cruciate Ligament Injury as Copers and Noncopers: A Narrative Literature Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, pp. 758-766.
- Keller, M. (2021). Functional Rehab untere Extremitäten. *OS Institut Ortho & Sport*, (pp. 46). München.
- Kessler, M. A., Behrend, H., Henz, S., Stutz, G., Rukavina, A., & Kessler, M. A. (2018). Function, osteoarthritis and activity after ACL-rupture: 11 years follow-up results of conservative versus reconstructive treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, pp. 1-11.
- Kiapour, A. M., Demetropoulos, C. K., Kiapour, A., & Quatman, C. K. (2018). ACL injury in the athletic female: Adaptation from the male. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, pp. 491-502.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., & T. (2015). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injury: joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and male soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, pp. 1-11.
- Kohn, L., Rembeck, E., & Rauch, A. (2020, 10 21). Verletzung des vorderen Kreuzbandes beim Erwachsenen. *Der Orthopäde*, pp. 1013-1027.
- Kotsifaki, A., Whiteley, R., Rossom, S. V., Korakakis, V., Bahr, R., & Kotsifaki, A. (2021, 03 09). Single leg hop for distance symmetry masks lower limb biomechanics: time to discuss hop distance as decision criterion for return to sport after ACL reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, pp. 249-256.
- Kurz, E., Schmidlein, O., Welsch, G., Anders, C., & Keller, M. (2020). Beurteilungskriterien für die Rehabilitation nach Verletzungen an der unteren Extremität: Ein funktionsbasierter Return to Activity Algorithmus. *Sportverletzungen & Sportschaden*, pp. 1-11.

- Lübken, F., Spengler, C., Claes, C., Melnyk, M., & Friemert, B. (2019). Defizit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie, pp. 27-22.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., et al. (2013). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics during in-situ forces in the ACL. Journal of Biomechanics, pp. 395-400.
- Lundgren, L. E., Tranberg, R., Svensson, K. G., & Tranberg, J. (2013). The knee and ankle joint and loading conditions at the knee during the phase of barefoot running. Journal of Sport Sciences, pp. 1511-1522.
- Maurer, J. J. (2019). Rückkehr in den Sport nach mittels medialer Patellaerst- und Relaxation. Medizinischen Fakultät der Eberhard Karls Universität Tübingen, Tübingen.
- Melnyk, M., Faist, M., Gothner, M., Claes, L., & Friemert, B. (2019). Stretch Reflex Excitability Are Related to "Giving Way" Symptoms in Patients with Anterior Cruciate Ligament Rupture. The American Physiologist, 480.
- Ortiz, A., Olson, S., Rodrick, D., Rosario, M., & Venegas-Rios, H. L. (2019). The mechanics during a single-leg hop for distance in patients with ACL injury. Orthopaedic Journal of Sports Medicine, pp. 149-156.
- Palmieri-Smith, R. M., Thomas, A. C., & Wojtyś, E. M. (2019). Quadriceps strength after ACL reconstruction. Clinics in Sports Medicine, pp. 403-418.
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. W., et al. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability in young athletes. American Journal of Sports Medicine, pp. 1968-1978.
- Petersen, W., Rosenbaum, D., & Raschke, M. (2005, 06 01). Rupturen des vorderen Kreuzbandes bei weiblichen Athleten. Teil 1: Epidemiologie, Verletzungsmechanismen und Ursachen. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 150-156.
- Platzer, W. (2013). Taschenatlas Anatomie: Bewegungsapparat (11 ed., Vol. 1). Georg Thieme Verlag.
- Plisky, P. J., Groman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K., Underwood, F., et al. (2012). The reliability of an instrumented device for measuring components of gait. North American Journal of Sports Physical Therapy, 99.
- Rahimi, A., Soltani, N., Naimi, S. S., Khademi, K. K., & Rahimi, A. (2019). Pedobarography of the Coper and Non-Coper ACL-Deficient Knee Subjects during Single and Double Leg Stance. Journal of Clinical Physiotherapy Research, pp. 22.
- Risberg, M. A., Holm, I., Myklebust, G., & Engebretsen, L. (2004). New ACL injury improves knee function in individuals with ACL injury. Clinical Orthopaedics and Related Research, pp. 193-201.
- Rudolph, K. S., & Snyder-Mackler, L. (2004, 3 1). Effect of dynamic knee loading in ACL deficient individuals. Journal of Electromyography and Kinesiology, 14.
- Rudolph, K. S., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L. (2000, 07 20). ACL injury: who can hop. Knee Surg, Sports Traumatol, Arthosc, pp. 262-269.

- Schwitalle, M., Schwitalle, E., Just, A., Köller, S., Mark, T., & Kinematische Analyse vor und nach bikondylärem Oberflächenersatz des Kniegelenks. *Der Orthopäde*, p. 267.
- Snyder-Mackler, L., Delitto, A., & Bailey, S. L. (2015). Strength of muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior ligament. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 77(8), pp. 1166-1173.
- Thoma, L. M., Grindem, H., Logerstedt, D., Axe, M., Engebretsen, L. (2019, 03). Coper Classification Early After Anterior Cruciate Ligament Rupture Changes With Progressive Neuromuscular and Strength Training and Is Associated With 2-Year Success: The Delaware-Oslo ACL Cohort Study. *Sports Med*, pp. 807-814.
- Werling, K., Bianco, N. A., Raitor, M., Stingel, J., Hicks, J. L., et al. (2009-08). AddBiomechanics: Automating model scaling, inverse kinematics, and inverse dynamics from human motion data through sequential optimization. Retrieved 06-02-2024 from BioRxiv: The Preprint Server for Biological Sciences. <https://www.biorxiv.org/content/10.1101/2023.06.15.545116v2>
- Zimmer, P., & Appel, H.-J. (2021). *Funktionelle Anatomie: Grundlagen sportlicher und Bewegung* (Vol. 5). Berlin: Springer-Verlag GmbH.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Roll-/Gleitbewegung des Kniegelenkes (Schwitalle, et al., 2004)	30
Abbildung 2:	Offene Kinematische Kette Quadriceps Aktivierung. Der quadriceps Vektor hat anteriore Qa und superiore Qb Tibia-Femorale Komponenten.	31
Abbildung 3:	Geschlossene Kinematische Kette Quadriceps Aktivierung. Der Quadriceps Vektor Q hat anteriore Qa und inferiore Qb Femor-Tibiale Anteile.	32
Abbildung 4:	Veränderung der Rotationsaxe nach VKR vom Zentrum nach Me (Domnick, Raschke, & Herbort, 2016)	33
Abbildung 5:	Modifiziertes Cleveland Marker Model wie in Studie verwendet	34
Abbildung 6:	Y-Balance-Test (Keller, 2021)	35
Abbildung 7:	Step-Test (Rudolph & Snyder-Mackler, 2004)	36
Abbildung 8:	90° Hop-Test (Keller, 2021)	37
Abbildung 9:	Single Leg Hop for Distance (Ebert J. R., Du Preez, Furzer, Edwards, 2021)	38
Abbildung 10:	TrippleCross Over Test (Ebert J. R., Du Preez, Furzer, Edwards, 2021)	39
Abbildung 11:	Hüftflexionswinkel betroffene Seite nach Gruppen bei Step-Test	40
Abbildung 12:	Knieflexionswinkel betroffene Seite nach Gruppen bei Step-Test	41
Abbildung 13:	Knieflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim Step-Test	42
Abbildung 14:	Hüftabduktionswinkel betroffene Seite nach Gruppen bei Step-Test	43
Abbildung 15:	Hüftflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim 90° Hop-Test	44
Abbildung 16:	Knieflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim 90° Hop-Test	45
Abbildung 17:	Hüftabduktionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim 90° Hop-Test	46
Abbildung 18:	Hüftflexionswinkel betroffene Seite nach Gruppen bei Single Leg Hop for Distance Test	47
Abbildung 19:	Hüftabduktionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim Single Leg Hop for Distance Test	48
Abbildung 20:	Knieflexionswinkel betroffene Seite nach Gruppen bei Single Leg Hop for Distance Test	49
Abbildung 21:	Dorsalflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim Single Leg Hop for Distance Test	50
Abbildung 22:	Hüftflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim TrippleCross Over Test	51
Abbildung 23:	Knieflexionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim TrippleCross Over Test	52
Abbildung 24:	Hüftabduktionswinkel betroffene Seite vs. nicht betroffene Seite nach Gruppen beim TrippleCross Over Test	53
Abbildung 25:	Referenzwert des Hüftflexionswinkels bei Step-Test VS. Single Leg Hop for Distance Test	54

Abbildung 26: Referenzwert des Knieflexionswinkels bei Step-Test VS. Single Leg Distance Test	53
Abbildung 27: Referenzwert des Dorsalflexionswinkels des Hüftabduktionswinkels bei	

Appendix

TEST-PROTOKOLL ACL STUDIE

Name		Alter	
Gewicht		Körpergröße	
Sportarten			
Beinlänge			
Häufigkeit Sport-Ausübung pro	Woche	Jahr	ACL Verletzung
OP/Konservativ		Anzahl „Giving Away“ im letzten Jahr	
Betroffene Seite			

Testbatterie

Test 1: Stand

1. Versuch	
Natürliche Standposition mit jeweils einem Bein auf Druckmessplatte	
2. Versuch	
Natürliche Standposition mit jeweils einem Bein auf Druckmessplatte	
3. Versuch	
Natürliche Standposition mit jeweils einem Bein auf Druckmessplatte	

Hände sind am Becken angelegt	
-------------------------------	--

Test 2: Y-Balance

1. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Ferse bleiben auf Unterlage		
Die Übung kann ohne Absetzen des 2ten Beines durchgeführt werden (Balance)		
Am Ende kann die Balance für 3 Sek gehalten werden		
Distanz (anterior/posterior medial/posterior lateral)		
LSI		
2. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Ferse bleiben auf Unterlage		
Die Übung kann ohne Absetzen des 2ten Beines durchgeführt werden (Balance)		
Am Ende kann die Balance für 3 Sek gehalten werden		
Distanz (anterior/posterior medial/posterior lateral)		
LSI		
3. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Ferse bleiben auf Unterlage		
Die Übung kann ohne Absetzen des 2ten Beines durchgeführt werden (Balance)		
Am Ende kann die Balance für 3 Sek gehalten werden		
Distanz (anterior/posterior medial/posterior lateral)		
LSI		

1

Potentielle Coper zeigen ≤ 1 „GivingAway-Episoden“ in einem Jahr. (T

Test 3: Stép-Test

1. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Box kann in einer flüssigen Bewegung überschritten werden		
Beim Aufsetzen des Beines wird die Kraftmessplatte getroffen.		
2. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Box kann in einer flüssigen Bewegung überschritten werden		
Beim Aufsetzen des Beines wird die Kraftmessplatte getroffen.		
3. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Box kann in einer flüssigen Bewegung überschritten werden		
Beim Aufsetzen des Beines wird die Kraftmessplatte getroffen.		
4. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Box kann in einer flüssigen Bewegung überschritten werden		
Beim Aufsetzen des Beines wird die Kraftmessplatte getroffen.		
5. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Box kann in einer flüssigen Bewegung überschritten werden		
Beim Aufsetzen des Beines wird die Kraftmessplatte getroffen.		
6. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Box kann in einer flüssigen Bewegung überschritten werden		
Beim Aufsetzen des Beines wird die Kraftmessplatte getroffen.		

² Höhe „Stiege“ 40cm

Test 4: 90° Hop Test (Innenrotation)

1. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Während des Sprungs erfolgt eine 90° Drehung		
Bei der Landung wird die Markierung nicht berührt		
Die Hände bleiben am Becken angelegt		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
2. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Während des Sprungs erfolgt eine 90° Drehung		
Bei der Landung wird die Markierung nicht berührt		
Die Hände bleiben am Becken angelegt		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
3. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Während des Sprungs erfolgt eine 90° Drehung		
Bei der Landung wird die Markierung nicht berührt		
Die Hände bleiben am Becken angelegt		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
4. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Während des Sprungs erfolgt eine 90° Drehung		
Bei der Landung wird die Markierung nicht berührt		
Die Hände bleiben am Becken angelegt		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
5. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Während des Sprungs erfolgt eine 90° Drehung		
Bei der Landung wird die Markierung nicht berührt		
Die Hände bleiben am Becken angelegt		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
6. Versuch	Betroffen	Nicht betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Während des Sprungs erfolgt eine 90° Drehung		
Bei der Landung wird die Markierung nicht berührt		
Die Hände bleiben am Becken angelegt		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.

Test 5: Single Leg Hop for Distance

1. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Der Sprung erfolgt gerade entlang der Linie		
Die Landung erfolgt am selben Bein auf welchem abgesprungen wurde		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Distanz		
LSI		
2. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Der Sprung erfolgt gerade entlang der Linie		
Die Landung erfolgt am selben Bein auf welchem abgesprungen wurde		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Distanz		
LSI		
3. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Der Sprung erfolgt gerade entlang der Linie		
Die Landung erfolgt am selben Bein auf welchem abgesprungen wurde		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Distanz		
LSI		
4. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Der Sprung erfolgt gerade entlang der Linie		
Die Landung erfolgt am selben Bein auf welchem abgesprungen wurde		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Distanz		
LSI		
5. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Der Sprung erfolgt gerade entlang der Linie		
Die Landung erfolgt am selben Bein auf welchem abgesprungen wurde		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Distanz		
LSI		
6. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Der Sprung erfolgt gerade entlang der Linie		
Die Landung erfolgt am selben Bein auf welchem abgesprungen wurde		
Nach der Landung kann die Balance für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Distanz		
LSI		

Test 6: Triple Crossover⁴ Hop

1. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Die 3 Sprung erfolgt gerade entlang der Linie und die berührt	Mittellinie	wird nicht
Die Sprünge erfolgen flüssig nacheinander		
Die Sprünge erfolgen am selben Bein		
Nach dem 3ten Sprung kann die Balance für mindestens	2	Sek. gehalten werden.
2. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Die 3 Sprung erfolgt gerade entlang der Linie und die berührt	Mittellinie	wird nicht
Die Sprünge erfolgen flüssig nacheinander		
Die Sprünge erfolgen am selben Bein		
Nach dem 3ten Sprung kann die Balance für mindestens	2	Sek. gehalten werden.
3. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Die 3 Sprung erfolgt gerade entlang der Linie und die berührt	Mittellinie	wird nicht
Die Sprünge erfolgen flüssig nacheinander		
Die Sprünge erfolgen am selben Bein		
Nach dem 3ten Sprung kann die Balance für mindestens	2	Sek. gehalten werden.
4. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Die 3 Sprung erfolgt gerade entlang der Linie und die berührt	Mittellinie	wird nicht
Die Sprünge erfolgen flüssig nacheinander		
Die Sprünge erfolgen am selben Bein		
Nach dem 3ten Sprung kann die Balance für mindestens	2	Sek. gehalten werden.
5. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Die 3 Sprung erfolgt gerade entlang der Linie und die berührt	Mittellinie	wird nicht
Die Sprünge erfolgen flüssig nacheinander		
Die Sprünge erfolgen am selben Bein		
Nach dem 3ten Sprung kann die Balance für mindestens	2	Sek. gehalten werden.
6. Versuch	Betroffen	Nicht Betroffen
Einbeinstand kann vor Absprung für mindestens 2	Sek.	gehalten werden.
Die 3 Sprung erfolgt gerade entlang der Linie und die berührt	Mittellinie	wird nicht
Die Sprünge erfolgen flüssig nacheinander		
Die Sprünge erfolgen am selben Bein		
Nach dem 3ten Sprung kann die Balance für mindestens	2	Sek. gehalten werden.

⁴ Makierung 15cm breit