

Universität Basel
Medizinische Fakultät
Studiengang: Master of Advanced Studies in Functional Kinetic Science

**Kraft und Kraftverhältnis der Hüftgelenksrotatoren bei
Fussballern, eine Pilotstudie**

Masterarbeit

Zur Erlangung des Masters of Advanced Studies (MAS) in Functional Kinetic
Science (MFKSc)

Vorgelegt von:
Christoph Burch

Betreuer:
Manuela Rohner PT, MPTSc
Prof. Dr. Niklaus F. Friederich

Studiengang-Leitung:
Prof. Dr. Niklaus F. Friederich
Andreas M. Bertram, PT, MSP, MT, CIFK

Oktober 2013

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung.....	1
Abstract.....	2
Verzeichnis der Abkürzungen und Sonderzeichen.....	3
1 Einleitung.....	4
1.1 Überblick und Fragestellung.....	4
1.2 Zielsetzung.....	5
1.3 Hypothese.....	5
1.4 Praktische Anwendung.....	5
2 Grundlagen und Literaturübersicht.....	7
2.1 Die muskuläre Führung der Rotation des Hüftgelenks.....	7
2.1.1 Die Hüftinnenrotatoren.....	7
2.1.2 Die Hüftausenrotatoren.....	9
2.2 Die Kraft der Hüftrotatoren bei Gesunden.....	10
2.3 Die Kraft der Hüftrotatoren bei spezifischen Krankheitsbildern.....	11
2.4 Die Kraft der Hüftrotatoren bei Fußballern.....	12
2.5 Hüft- und Leistenverletzungen im Fussballsport.....	13
2.6 Muskelkraftmessungen mit handgehaltener Dynamometrie.....	14
3 Material und Methode.....	15
3.1 Übersicht Studiendesign.....	15
3.2 Probanden.....	15
3.2.1 Die Untersuchungsgruppe.....	15
3.2.2 Die Kontrollgruppe.....	16
3.2.3 Einschluss- und Ausschlusskriterien.....	17
3.3 Muskelkraftmesser IMADA RZP-1000.....	18
3.4 Testvorbereitungen.....	19
3.4.1 Allgemein.....	19
3.4.2 Anamnese.....	19
3.4.3 Evaluation der physischen Belastung in Sport und Beruf.....	19
3.4.5 Aufnahme der anthropometrischen Daten.....	21
3.4.6 Festlegung der Beindominanz.....	22
3.5 Testablauf.....	23
3.5.1 Allgemein.....	23
3.5.2 Testreihenfolge und Randomisierung.....	23
3.6 Testdurchführung.....	23
3.6.1 Ausgangsstellung, Lagerung und Fixation des Probanden.....	23
3.6.2 Ausgangsstellung des Testers.....	28
3.6.3 Kontaktpunkt der Messpelotte.....	28
3.6.4 Probedurchlauf.....	31
3.6.5 Testkommando.....	31
3.6.6 Testdurchführung und Repetitionen.....	31
3.6.7 Pausenzeiten.....	32
3.7 Umrechnung/Korrektur der Daten.....	32
3.7.1 Umrechnung in Newtonmeter.....	32
3.7.2 Korrektur des Körpergewichtes.....	32
3.8 Datenauswertung und statistisches Vorgehen.....	33
4 Resultate.....	34

4.1 Partizipation und Ausfälle der Probanden.....	34
4.2 Resultate der Krafttestung in den einzelnen Gelenkspositionen	34
4.2.1 Krafttests in 0° Hüftflexion.....	34
4.2.2 Krafttests in 45° Hüftflexion	37
4.2.3 Krafttests in 90° Hüftflexion	41
4.2.4 Berechneter Kraftwert global.....	44
4.3 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren im Gruppenvergleich	48
4.4 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren bei der Gesamtheit aller Probanden	53
5 Diskussion.....	56
5.1 Die Kraft der Hüftrotatoren im Gruppenvergleich	56
5.2 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren im Gruppenvergleich	56
5.3 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren bei der Gesamtheit aller Probanden	57
5.4 Konsequenzen aus den Resultaten dieser Studie.....	58
5.5 Methodische Erkenntnisse und Limitierung der Studie.....	59
6 Schlussfolgerung	60
7 Literaturverzeichnis	61
8 Abbildungsverzeichnis	64
9 Tabellenverzeichnis.....	67
10 Danksagung	68

Zusammenfassung

Einleitung

Nichttraumatische Hüftverletzungen sind ein häufiges Beschwerdebild im Fussballsport und ein biomechanischer Entstehungsmechanismus wird vermutet. Eine genügende Kraft und ein physiologisches Kraftverhältnis der Hüftrotatoren scheinen entscheidende Faktoren zur korrekten Führung und Zentrierung der Hüfte zu sein. In dieser Untersuchung soll festgestellt werden, ob der Fussballsport zu einer Veränderung der Kraft und des Kraftverhältnisses der Muskulatur der Rotatoren des Hüftgelenkes führt.

Material und Methode

15 gesunde Fussballer wurden mit 15 gesunden Nichtfussballern verglichen. Es wurde eine Messung der maximalen isometrischen Kraft in Newton der Innen- und Aussenrotatoren des Hüftgelenkes in 0°, 45° und 90° Hüftflexion auf der dominanten wie auf der nondominanten Seite durchgeführt. Die Kraft wurde mit einem handgehaltenen Dynamometer gemessen.

Resultate

Es konnten keine signifikanten Kraftunterschiede ($p < 0.05$) zwischen den untersuchten Gruppen festgestellt werden. In der Fussballergruppe zeigte sich aber ein stabiler Trend sowohl zu kräftigeren Innen- wie auch Aussenrotatoren in allen Testpositionen (dominantes Bein plus 11.1%, nondominantes Bein plus 12.4%). Beim Kraftverhältnis der Aussenrotatoren zu den Innenrotatoren (AR/IR Kraft-Ratio) zeigte sich kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Bei der Gesamtheit aller Probanden war die Kraft der Aussenrotatoren signifikant stärker ($p < 0.001$) als die Kraft der Innenrotatoren.

Schlussfolgerung

Weitere Studien sollten den beobachteten Trend zu kräftigeren Hüftrotatoren in der Fussballergruppe mit grösseren Stichproben untermauern.

Biomechanische Erklärungsmodelle zur Entstehung von fussballertypischen Hüft- und Leistenbeschwerden, die auf einer Veränderung der AR/IR Kraft-Ratio basieren, müssen überdacht und allenfalls neu formuliert werden. Wir vermuten, dass vermehrte allgemeine sportliche Aktivität der unteren Extremität, unabhängig der Sportart, zu einer Verschiebung der AR/IR Kraft-Ratio in Richtung vermehrte Kraft der Aussenrotatoren führt.

Abstract

Objectives

Nontraumatic hip injuries are common disorders in soccer sports and a biomechanical correlation is suspected. Sufficient strength and a physiologic force ratio of the hip rotators seem to represent an essential factor for the correct alignment of the hip joint.

The aim of this study was to investigate if soccer players display altered hip rotator strength compared to non-soccer players.

Methods

15 healthy soccer players were compared with 15 healthy non-soccer players. Measurements of the maximum isometric muscle strength of the internal and external rotators of the hip joint were performed in 0°, 45° and in 90° of hip flexion. Isometric strength was measured by a handheld dynamometer.

Results

There is no significant difference between the two tested groups in maximum isometric external or internal hip rotator strength ($p < 0.05$). Though there is a stable trend to stronger external and internal hip rotators in all test positions in soccer players as compared to non-soccer players (dominant leg plus 11.1%, nondominant leg plus 12.4%).

The force ratios of the external rotators to the internal rotators (ER/IR force ratio) of the two groups are similar. Considering the collective of both groups, the external rotators were significantly stronger ($p < 0.001$) than the internal rotators.

Conclusion

There seems to be a trend of stronger hip rotators in soccer players as compared to non-soccer players. Further studies with larger samples are needed to observe this trend.

Biomechanical explanatory models of the development of typical hip and groin complaints based on alteration in ER/IR force ratio of the hip rotators must be reconsidered. We suppose that increased general sports activity of the lower extremity causes a change of the ER/IR force ratio toward increased strength of the external rotators of the hip joint, regardless of the type of sporting activity.

Verzeichnis der Abkürzungen und Sonderzeichen

Abb.	Abbildung
AR	Aussenrotation
ARK	Aussenrotationskraft
cm	Zentimeter
dom	dominant
EKBB	Ethikkommission beider Basel
K-R	Kraft-Ratio
Flex	Flexion
h	Stunden
IR	Innenrotation
IRK	Innenrotationskraft
Kg	Kilogramm
KG	Kontrollgruppe
Kg/m ²	Kilogramm/Quadratmeter
M.	Musculus
Min.	Minuten
mm	Millimeter
MRI	Magnetic Resonance Imaging
N	Newton
Nm	Newtonmeter
Nm/kg	Newtonmeter/Kilogramm Körpergewicht
nondom	nichtdominant
P-Wert	Signifikanz-Wert
SD	Standard-Abweichung
Sec.	Sekunden
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
UG	Untersuchungsgruppe

1 Einleitung

1.1 Überblick und Fragestellung

Nichttraumatische Hüftverletzungen sind ein häufiges Beschwerdebild im Fussballsport (1)(2)(3). Muskuläre Probleme wie Adduktoren- und Hüftbeugerirritationen, aber auch artikulare Dysfunktionen wie das Femoroacetabuläre Impingement sind oft gesehene Verletzungen bei Fussballern (4)(5). Im Zusammenhang mit diesen Verletzungen stellt sich immer wieder die Frage nach biomechanischen Entstehungsmechanismen. Fussballsportler führen immer wiederkehrende, typische Bewegungsmuster aus. Hierbei wird die Hüftmuskulatur in ganz spezifischen Mustern eingesetzt. Die Bewegung des Spielbeins bei der Schussabgabe ist als eine der häufigsten Bewegungsstereotypen von grosser Bedeutung (6). Zeitgleich kommt es aber auch bei der Stabilisation der Schussabgabe im Hüftgelenk des Standbeins zu ausgeprägten biomechanischen Belastungsmomenten (7).

Bei beiden Bewegungsmustern scheint die muskuläre Führung des Hüftgelenks durch die Hüftrotatoren von grosser Bedeutung zu sein. Eine suffiziente rotatorische Hüftmuskulatur kann das Rotationsausmass aktiv begrenzen, die Hüfte zentrieren und dadurch eine korrekte rotatorische Ausrichtung der Hüfte gewährleisten. Diese rotatorische Kontrolle ermöglicht eine physiologische Ausgangsstellung zur Aktivierung der Hüftmuskulatur und vermeidet im Extremfall einen mechanischen Konflikt zwischen Pfannenrand und proximalem Schenkelhals. Eine genügende Kraft, sowie vor allem ein physiologisches Kraftverhältnis (Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio) scheinen entscheidende Faktoren zur korrekten Führung und Zentrierung des Hüftgelenks darzustellen. Verschiedene Autoren beschreiben diese stabilisierende und führende Funktion der Hüftrotatoren für das Hüftgelenk (8)(9)(10)(11)(12).

Diese klinischen Thesen wurden bisher im Fussballsport jedoch unseres Wissens nicht wissenschaftlich untersucht. Es stellt sich die Grundsatzfrage nach den bestehenden Norm-Kraftwerten der Hüftrotatoren bei gesunden Fussballern. Neben den isolierten, isometrischen Maximalkraftwerten ist vor allem eine mögliche, fussballertypische Verschiebung der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio im Sinne einer Kraftverlagerung innerhalb der Rotatoren von besonderem Interesse.

1.2 Zielsetzung

Das Ziel dieser Arbeit war es, die Kraft und das Kraftverhältnis der Hüftrotatoren von Fussballern mit der von Sportlern zu vergleichen, die in gleichem Ausmass sportlich aktiv sind, aber nicht Fussball spielen.

Diese Pilot-Grundlagenstudie ist als Basis für weitere Studien mit grösseren Probandenzahlen gedacht. Neben der Forschungsfrage sollen darum auch Fragen zur Machbarkeit bezüglich Probandenrekrutierung, Studiendesign und der Messmethodik abgeklärt werden (13)(14)(15).

Aufbauend auf dieser Grundlagenforschung sind in Zukunft weitere Untersuchungen gefragt, die sich mit der gleichen Fragestellung auf Patienten mit spezifischen Verletzungen im Hüftbereich ausrichten.

1.3 Hypothese

Wie Lees in seiner systematischen Übersichtsarbeit darlegte, kommt es bei der fussballtypischen Bewegung der Schussabgabe zu ausgeprägten Becken und Hüftrotationen (7), sowohl im Standbein wie auch im Spielbein. Diese starken externen rotatorischen Drehmomente erfordern eine adäquate interne Widerlagerung der Kräfte sowie eine gute Bewegungskontrolle durch die rotatorische Muskulatur des Hüftgelenks. Geübte Fussballer scheinen die rotatorischen Bewegungen im Becken sowie in der Hüfte annähernd voll auszuschöpfen (7), was für einen positiven Effekt der Hüft- /Beckenrotation hinsichtlich der Schussqualität spricht. Diese Punkte führten zur Formulierung der Hypothese:

Der Fussballsport führt zu einer Veränderung der Kraft- und des Kraftverhältnisses der rotatorischen Muskulatur des Hüftgelenkes.

Eine Literaturrecherche zur Fragestellung der rotatorischen Kraft der Hüftmuskulatur bei Fussballern im Vergleich zu Nichtfussballern ergab keine verwertbaren Daten.

1.4 Praktische Anwendung

Das Vorliegen von charakteristischen Mustern der Kraftwerte sowie der Kraft-Ratio-Werte bei Fussballern im Vergleich zu Nichtfussballern könnten Hinweise auf die geforderte muskuläre Kraft der Hüftrotatoren im Fussballsport ergeben. Diese Informationen könnten wiederum als Hilfestellung in die Planung sinnvoller Kräftigungsprogramme bei Fussballern einfließen. Dies würde primär zu einer Verbesserung der Kraft und der Qualität der

Schussabgabe führen. Ein weiterer Aspekt wäre aber auch eine mögliche präventive Wirkung hinsichtlich der genannten Hüftverletzungen. Dies vor allem durch eine Verbesserung der Kraft und des Alignments der Hüftrotatoren. Diesbezüglich müssten weiterführende Studien die geforderte Evidenz erbringen.

2 Grundlagen und Literaturübersicht

2.1 Die muskuläre Führung der Rotation des Hüftgelenks

Wie Kapandji bereits 1985 postulierte, haben die Muskeln des Hüftgelenkes für die Stabilität der Hüfte eine entscheidende Bedeutung (9). Dies trifft im Speziellen für die Muskelgruppe der intrinsischen Hüftrotatoren zu, welche einen transversalen und eingelenkigen Verlauf aufweisen. Muskeln die annähernd parallel zum Hals des Femurs verlaufen, pressen laut Kapandji den Hüftkopf in die Pfanne und verbessern dadurch die Zentrierung und Stabilität des Hüftgelenkes (9). Da einige Hüftmuskeln einen zweigelenkigen Verlauf aufweisen, können einzelne Abschnitte dieser Muskeln je nach Vordehnung/Annäherung ganz unterschiedliche Funktionen im Gelenk ausführen. Dies kann bis zu einer vollständigen Umkehr der Muskelfunktion führen. Grossflächige Ursprungs- und Ansatzgebiete von Muskeln führen ebenfalls, je nach Ausgangsstellung der Hüfte, zu unterschiedlichen motorischen Auswirkungen auf das Hüftgelenk. Die Konsequenz dieser Erkenntnis ist, dass die meisten Hüftmuskeln eine gewisse Rotationskomponente auf das Hüftgelenk aufweisen. Aus didaktischen Gründen unterscheiden wir darum die Muskulatur der Hüftinnenrotatoren und der Hüftausenrotatoren in eine primäre und eine sekundäre Gruppe. Unter primären Rotatoren verstehen wir, dass diese Muskelgruppe vorrangig die genannte Muskelfunktion durchführt. Unter sekundären Rotatoren verstehen wir Muskelgruppen, die als Begleitfunktion eine rotatorische Bewegungskomponente aufweisen.

2.1.1 Die Hüftinnenrotatoren

Als primäre Innenrotatoren gelten laut Kendall der M. tensor fasciae latae, der M. gluteus minimus und der M. gluteus medius, hier vor allem der vordere Anteil (16).

Zu den sekundären Innenrotatoren werden bei fortschreitender Innenrotation der M. obturatorius externus sowie der M. pectineus ebenso wie ein Teil der Adduktoren gezählt (9).

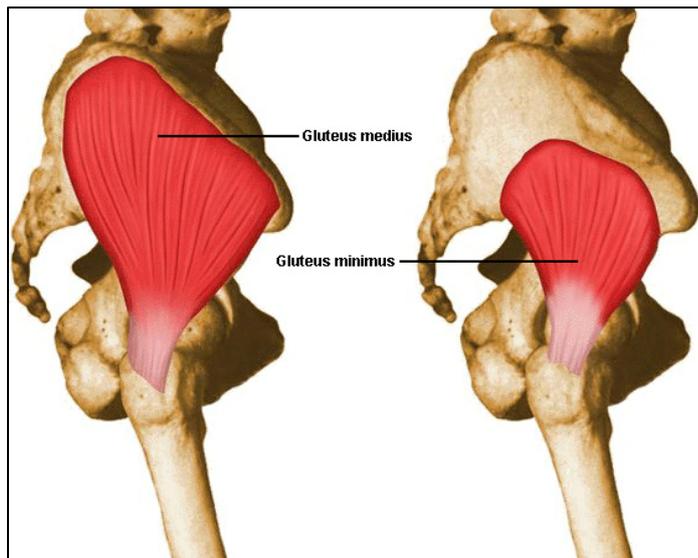


Abbildung 1: Primäre Hüftinnenrotatoren, tiefer Anteil: M. gluteus medius, M. gluteus minimus (Bildquelle: <http://depts.washington.edu/msatlas/214.html>, 29.7.2013)

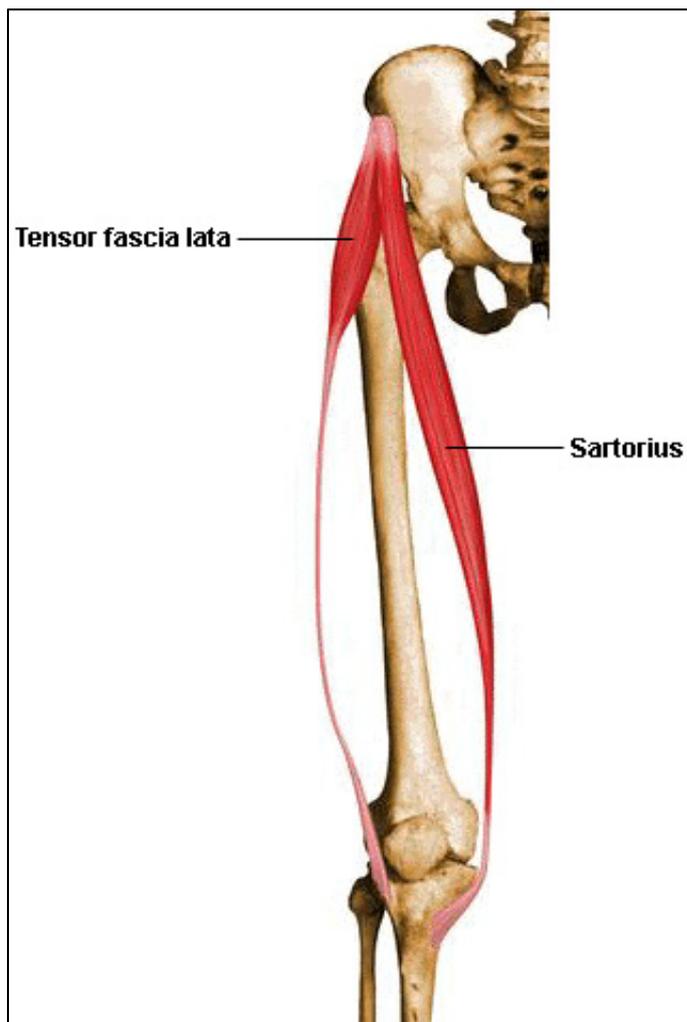


Abbildung 2: Primäre Innenrotatoren des Hüftgelenkes: M. tensor fasciae latae (Bildquelle: <http://depts.washington.edu/msatlas/204.html>, 29.7.2013)

2.1.2 Die Hüftausenrotatoren

Zu den primären Hüft-Aussenrotatoren werden der M. piriformis, der M. quadratus femoris, der M. obturatorius internus, der M. obturatorius externus, und der M. gemellus superior sowie der M. gemellus inferior gezählt (16).

Zu den sekundären Aussenrotatoren können der M. pectineus, die rückwärtigen Fasern des M. adductor longus und der ischiokruralen Muskulatur gerechnet werden. Daneben weisen auch die Glutealmuskeln mit ihren tiefen kaudalen Anteilen eine aussenrotatorische Bewegungskomponente im Hüftgelenk auf (9).

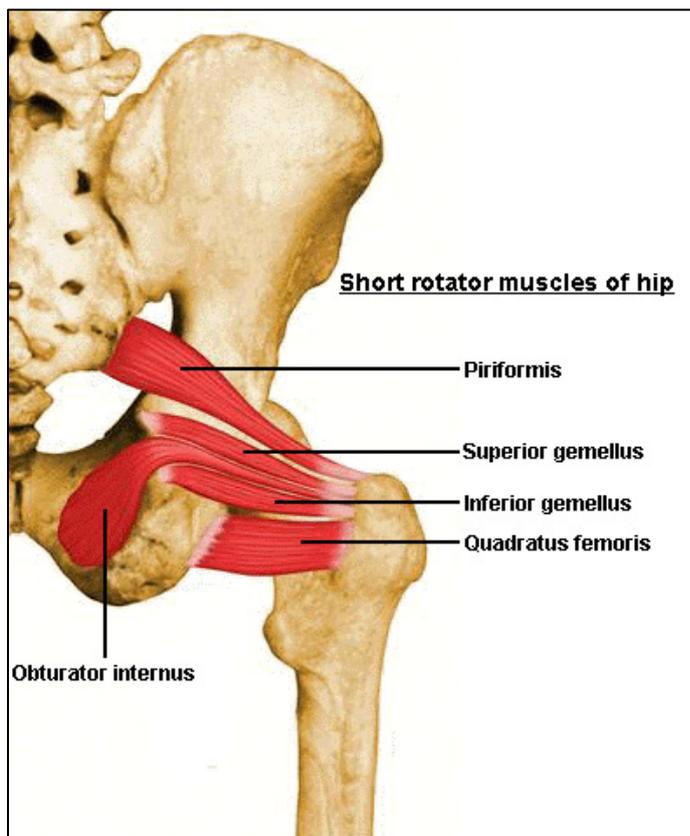


Abbildung 3: Primäre Aussenrotatoren des Hüftgelenkes: M. piriformis, M. gemelli superior, M. gemelli inferior, M. quadratus femoris, M. obturatorius internus (Bildquelle: <http://depts.washington.edu/msatlas/216.html>, 29.7.2013)

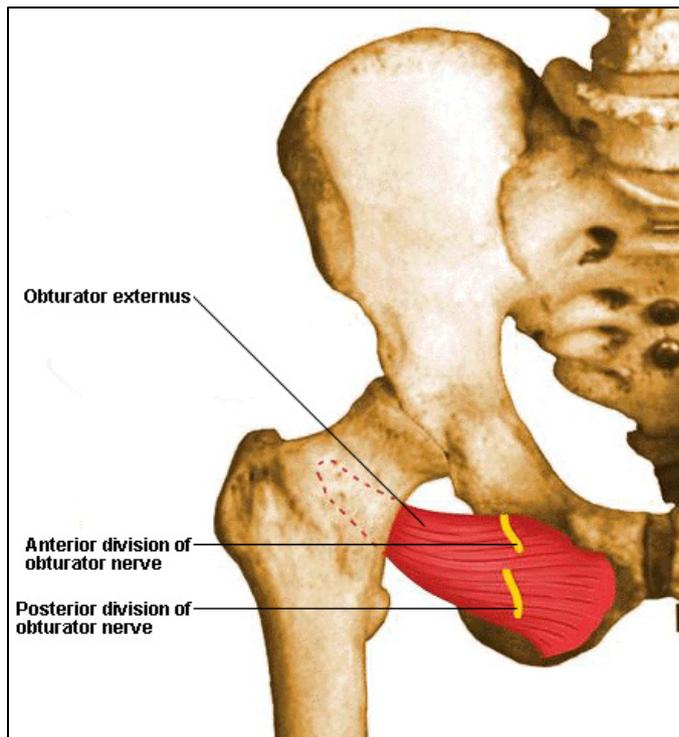


Abbildung 4: Primäre Aussenrotatoren des Hüftgelenkes: M. obturatorius externus (Bildquelle: <http://depts.washington.edu/msatlas/207.html>, 29.7.2013)

2.2 Die Kraft der Hüftrotatoren bei Gesunden

Kapandji beschreibt die Kraft der Innenrotatoren als nur etwa ein Drittel so gross wie die Kraft der Aussenrotatoren (9).

Johnson et al. untersuchten die Kraftentwicklung in unterschiedlichen Positionen der Hüftflexion. Ihre Erkenntnis war, dass in 90° Flexion die Innenrotatoren am stärksten sowie die Innenrotatoren in dieser Position stärker als die Aussenrotatoren sind. Er erklärt dies mit dem Phänomen, dass einige Aussenrotatoren in Flexionsposition zu Innenrotatoren werden. Die Aussenrotatoren zeigen in dieser Untersuchung konstante Kraftwerte sowohl in Flexion wie auch in Extension. Johnson et al. beschreiben zusammenfassend in 90° Hüftflexion ein Kraftplus der Innenrotatoren, bei 40° Flexion ein ausgeglichenes Kraftverhältnis der Rotatoren und bei 10° Flexion des Hüftgelenks ein Kraftplus der Aussenrotatoren (17).

Cahalan et al. stellten bei isometrischen und isokinetischen Messungen an gesunden Probanden ein generelles Kraftplus der Innenrotatoren gegenüber den Aussenrotatoren in einer Messposition von 60° Hüftflexion fest (18). Bohannen et al. fanden bei einer Studie zur Kontrolle der Reliabilität von Messungen mit einem handgehaltenen Dynamometer in einer Hüftposition von 90° Flexion eine Kraft-Ratio der Hüftrotatoren (AR vs IR) von 0.88 für das

dominante Bein, dies bedeutet schwächere Aussenrotatoren als Innenrotatoren. Für das nichtdominante Bein fanden sie eine Ratio von 1.03, was schwächere Innenrotatoren als Aussenrotatoren bedeutet (19). Bei einer ähnlichen Studie haben Thorborg et al. in gestreckter Hüftposition kräftigere Aussenrotatoren als Innerrotatoren gemessen (20). Bei 60 Probanden im Alter zwischen 18 und 30 Jahren fanden Lindsay et al. sowohl in der Testposition von 90° Hüftflexion wie auch bei gestrecktem Hüftgelenk signifikant stärkere Hüftinnenrotatoren als Hüftaussenrotatoren (21).

Tabelle 1: Aufstellung von Studienergebnissen betreffend Kraftverhältnissen der Hüftrotatoren in differenten Hüftbeugewinkeln. ARK=Aussenrotationskraft, IRK=Innenrotationskraft

Hüftbeugung	0°	10°	40°	60°	90°
Bohannon et al(19)					ARK-/IRK+
Johnson et al(17)		ARK+/IRK-	ARK=IRK		ARK-/IRK+
Cahalan et al(18)				ARK-/IRK+	
Thorborg et al(20)	ARK+ /IRK-				
Lindsay et al(21)	ARK-/IRK+				

2.3 Die Kraft der Hüftrotatoren bei spezifischen Krankheitsbildern

Lewis et al. schilderten in ihrer Studie an einem muskuloskelettalen Modell die Bedeutung der innenrotatorischen Aktivität der Hüftmuskulatur. Vor allem in Extension zeigten die Innenrotatoren eine stabilisierende Funktion, welche speziell bei minimaler anteriorer Hüftinstabilitäten und ant. Labrumrissen von Bedeutung sei. Durch eine suffiziente Innenrotationsaktivität würden die nach anterior wirkenden Hüftgelenkskräfte reduziert. Aussenrotationsbewegungen in Streckung des Hüftgelenkes wurden bei anterioren Labrumrissen und anteriorer Hüftinstabilität als schmerzprovokativ beschrieben (22).

Die Hüftbeweglichkeit in die Rotation scheint einen massgebenden Einfluss auf die Kraft der Hüftrotatoren zu haben. Cibulka et al. stellten in ihrer Studie fest, dass die Differenz zwischen der Kraft der Innen- und Aussenrotatoren bei eingeschränkter Beweglichkeit v.a. bei eingeschränkter Innenrotation deutlich grösser wird.

Die isolierte Testung der Hüftrotatoren in der 90° Hüftflexions-Position ist laut Cibulka et al. eine ungeeignete, da unfunktionelle Position zur Messung der Kraft der Hüftrotatoren (23).

Das Kraftverhältnis der Hüftrotatoren scheint sich nach dem Einsetzen einer Hüftprothese merklich zu verändern. Häkkinen et al. konnten aufzeigen, dass ein Jahr postoperativ die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio (Kraft der Aussenrotatoren geteilt durch die Kraft der Innenrotatoren) durch eine deutliche Schwäche der Aussenrotatoren im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant differierten (postoperativ ein Jahr nach Hüft-TEP: Operierte AR/IR-Kraft-Ratio in 0° Hüftflexion gemessen: Hüft-TEP Gruppe: 0.7. Nichtoperierte: 1.5).

In einer MRI-Studie konnten Robinson et al. aufzeigen, dass es nach posterioren Hüftdislokationen zu bleibenden strukturellen Veränderungen in der Muskelgruppe der Hüftaussenrotatoren kommt (24). Bezogen auf die Stabilität des Kniegelenkes in der Frontalebene bei Drop Jumps zeigten Bandholm et al. bei gesunden Athletinnen ein unerwartetes Ergebnis auf. Je kräftiger die Hüftaussenrotatoren waren, umso instabiler waren die Kniegelenke der Probandinnen beim Testverfahren. Die Autoren erklären sich ihre Ergebnisse mit einer wahrscheinlichen Schwäche der Innenrotatoren der Hüfte. Bedauerlicherweise wurden diese nicht getestet (25). Im Gegensatz dazu zeigten Ireland et al. einen Zusammenhang zwischen patellofemoralem Schmerzsyndrom bei Frauen und schwachen Hüftaussenrotatoren auf (26).

Casartelli et al. konnten an 22 Patienten mit symptomatischem femoroacetabulären Impingement eine signifikante Reduktion der Kraftwerte der Hüftmuskulatur aufzeigen, mit Ausnahme der Innenrotatoren und der Extensoren der Hüfte (27). Die aufgelistete Übersicht über die in der aktuellen Literatur verfügbaren Arbeiten zeigt, dass die Hüftrotatoren nur in beschränktem Ausmass Gegenstand von Forschungsarbeiten sind. Untersuchungen mit dem Hauptaugenmerk auf die Kraft der Hüftrotatoren sind eher selten und älteren Datums.

2.4 Die Kraft der Hüftrotatoren bei Fussballern

Studien, die als isolierten Forschungsinhalt die rotatorische Kraft der Hüftmuskulatur bei gesunden Fussballern untersuchen, sind uns nicht bekannt. Die meisten Untersuchungen, die sich mit Krafttesten bei Fussballern an der Hüftmuskulatur beschäftigen, betreffen die Muskelgruppe der Abduktoren und Adduktoren (28)(29)(30)(31) sowie der Flexoren und Extensoren (28)(32) des Hüftgelenkes.

Der Forschungsansatz dieser Arbeiten besteht hauptsächlich im Aufzeigen von Zusammenhängen zwischen der Abschwächung der Abduktoren beziehungsweise der Adduktoren und Leistenschmerzen.

Hrysonalis hat in seiner Übersichtsarbeit Hinweise gefunden, dass Kraftdefizite und Flexibilitätseinschränkungen der Adduktorenmuskulatur ein erhöhtes Risiko für Hüftverletzungen darstellen und das entsprechende Interventionsprogramme sich positiv auf das Verletzungsrisiko auswirken können (33).

2.5 Hüft- und Leistenverletzungen im Fussballsport

In der offiziellen UEFA-Studie zu Hüft- und Leistenverletzungen schildern Werner et al. die komplexe differenzialdiagnostische Abgrenzung und plädieren für eine fundierte diagnostische Abklärung. In der genannten prospektiven Kohortenstudie finden die Autoren eine Inzidenz von Hüft- und Leistenverletzungen von 12-16% aller Verletzungen über die Spielsaison und sehen darin, vor allem in Anbetracht der hohen Rezidivrate (jeder sechste Betroffene), ein substantielles Problem im professionellen Fussballsport. Die Autoren bedauern die Absenz von evidenzbasierten Übungsprogrammen, welche sie als entscheidendes Mittel in der Bekämpfung der hohen Rezidivrate erachten (1). Muskuläre Verletzungen der Hüfte und der Leiste gehören laut Ekstrand et al. zu den häufigsten Verletzungen im Fussballsport. In seiner Kohortenstudie an europäischen Profifussballern zeigte sich, dass muskuläre Verletzungen der Leiste und der Adduktoren bezüglich der Verletzungsprävalenz und totaler Inzidenz des untersuchten Zeitraums, die am zweithäufigsten betroffene Region der unteren Extremität darstellen (4). In der prospektiven Kohortenstudie von Arnason et al. zeigten sich für Leistenverletzungen folgende prädiktive Faktoren: Vorangegangene Leistenverletzungen, Einschränkung der Hüftabduktion und das Alter des Sportlers (34). Bei 72% einer Gruppe von 75 Elite-Fussballern fanden Gerhard et al. radiologische Veränderungen des Hüftgelenkes in Form von Cam-/ oder Pincer-Läsionen (5). Johnson et al. konnten dagegen in ihrer Studie beim Vergleich von semiprofessionellen Fussballern mit einer Kontrollgruppe keine erhöhte Prävalenz für Cam-Läsionen finden (35). Muskuläre Hüft- und Leistenverletzungen sind in Anbetracht der gesichteten Literatur ein erhebliches Problem im Fussballsport. In Bezug auf spezifische biomechanische Ursachen und der allgemeinen Aetiopathogenese scheint jedoch weiterhin vieles noch unbekannt.

2.6 Muskelkraftmessungen mit handgehaltener Dynamometrie

Auch wenn es im Alltag eher selten zu isolierten isometrischen Aktivitäten kommt, hat die isometrische Krafttestung eine starke prädiktive Aussage bezüglich der funktionellen Leistungsfähigkeit von Körperabschnitten (36)(37). Handgehaltene Dynamometer haben in verschiedensten Studien gezeigt, dass sie im Stande sind, valide und reliable Werte zu produzieren. (38)(19)(39)(20).

Hébert et al. führten eine Studie zur Reliabilität und Validität von maximalen isometrischen Kraftmessungen mittels einem handgehaltenen Dynamometer bei Jugendlichen durch. Sie verglichen die Werte der handgehaltenen Dynamometrie mit einem Cybex Norm Dynamometer, einer fest installierten Kraftmesseinheit. Ihre Resultate zeigten mit einer Intra- und Intertesterreliabilität (Inter-Klassen-Korrelationskoeffizienten) zwischen 0.75 und 0.98 und einer Standard-Fehlervariation zwischen 0.5 und 4.9 Nm valide und reliable Ergebnisse (39). Bohannon et al. konnten bei ihrer Studie zur Konsistenz von mehreren Kraftmessungen mit einem handgehaltenen Dynamometer im Abstand einer Woche bei den Hüftrotatoren mit einem Inter-Klassen-Korrelationskoeffizienten zwischen 0.836-0.944 sowie einem Standardfehler zwischen 3.0 und 4.7 pounds ähnlich gute Werte aufzeigen (19). Wikholm et al. beschreiben die Problematik, dass bei Probanden die hohe Kraftwerte produzieren können (höher als 120N) und entsprechend ungenügender Kraft des Testers grundsätzlich die Messgenauigkeit abnimmt (40)

Einige Voraussetzungen sollten daher erfüllt sein, um valide Messungen durchzuführen: So sollte der Kontaktpunkt zur Kraftentwicklung am Gerät genügend gepolstert sein, um Schmerzen zu verhindern. Auch sollte der Einfluss der Schwerkraft durch eine richtige Positionierung und Lagerung ausgeschaltet sein (38). Bohannon empfiehlt weiter die sogenannte „Make-Methode“ anzuwenden, bei welcher der Tester dem Probanden soviel Widerstand entgegensetzt, dass es zu keiner Bewegung kommt. Eine wichtige Voraussetzung für diese Methode ist, dass der Tester selber über genügend Kraft verfügt (38)(40)

3 Material und Methode

3.1 Übersicht Studiendesign

Die vorliegende Studie wurde gemäss den ethischen Grundsätzen der Deklaration von Helsinki (1964, revidierte Form 2008) (41) durchgeführt und von der Ethikkommission beider Basel (EKBB) und der Ethikkommission des Kantons Luzern genehmigt. Das Studienprotokoll wurde gemäss Helsinki-Deklaration Punkt 19 in einer öffentlich zugänglichen Datenbank (clinicaltrials.gov / U.S. National Institute of Health) registriert (Registrationsnummer: NCT01821183). Diese Untersuchung wurde als diagnostische Querschnittstudie geplant und durchgeführt. In einem transversalen Vorgehen wurde eine einmalige Messung der maximalen isometrischen Kraft der Hüftrotatoren bei 30 Probanden absolviert. Die Dauer des Testverfahrens für den einzelnen Probanden betrug 30 Min.

15 gesunde Fussballer wurden mit 15 gesunden Nichtfussballern verglichen. Es wurde eine Messung der maximalen isometrischen Kraft in Newton der Innen- und Aussenrotatoren des Hüftgelenkes in 0°, 45° und 90° Hüftflexion an beiden Beinen durchgeführt. Zur Kraftmessung wurde ein handgehaltenes Dynamometer verwendet. Nach einem Testversuch wurde in drei Maximalkontraktionen à 5 Sec. pro Bewegungsrichtung und Winkelstellung die isometrische Kraft gemessen. Es wurden standardisierte Pausenzeiten (30 Sec.) eingesetzt und bei allen Probanden eine standardisierte verbale Instruktion angewandt.

3.2 Probanden

3.2.1 Die Untersuchungsgruppe

Die Probanden der Untersuchungsgruppe sind Freizeitfussballer (2. Liga inter und 4. Liga) und wurden aus dem Fussballclub Sarnen rekrutiert. Das sportliche Aktivitätsniveau wurde definiert mit einer dreimal wöchentlichen Trainings-/Matcheinheit von jeweils 1.5 Stunden sowie der aktiven Teilnahme am Meisterschaftsbetrieb seit mindestens 5 Jahren. Das Durchschnittsalter der Probanden der Untersuchungsgruppe lag bei 25 Jahren (± 2 Jahre Standard-Deviation) und das Durchschnittsgewicht bei 79 kg (± 13 kg Standarddeviation). Voraussetzung für die Teilnahme waren berufliche Betätigungen, die keine ausgeprägten

asymmetrisch-rotatorischen Beinaktivitäten enthalten (siehe Tabelle 5: Skalierung der einseitig-rotatorischen Beinaktivität). Die durchschnittliche Laufbahndauer als Fussballer betrug 16 Jahre (± 4 Standard-Deviation). Die Probanden der Untersuchungsgruppe hatten anamnestisch keine Beschwerden oder Einschränkungen in der Lenden-, Becken-, oder Hüftregion sowie der unteren Extremität, welche eine aktive Teilnahme am Spielbetrieb stören oder verhindern.

3.2.2 Die Kontrollgruppe

Die Probanden der Kontrollgruppe sind Freizeitsportler mit einem vergleichbaren sportlichen Aktivitätsniveau von mindestens 3 Trainingseinheiten pro Woche von jeweils 1.5 h Dauer. Sie mussten seit mindestens fünf Jahren in diesem Rahmen sportlich aktiv sein. Das Durchschnittsalter der Probanden der Kontrollgruppe betrug 27 Jahre (± 6 Jahre Standard-Deviation) und das Durchschnittsgewicht lag bei 79 kg (± 12 kg Standard-Deviation). Voraussetzungen für die Teilnahme waren sportliche und berufliche Betätigungen, die keine ausgeprägten asymmetrisch-rotatorischen Beinaktivitäten enthalten (siehe Tabelle 5: Skalierung der asymmetrisch-rotatorischen Beinaktivität). Eingeschlossen wurden 7 Handballer, 5 Basketballer und drei polysportiv tätige Sportler (Mountain Bike, Langlauf, Laufsport).

Die Probanden der Kontrollgruppe hatten anamnestisch keine Beschwerden oder Einschränkungen in der Lenden-, Becken-, oder Hüftregion sowie der unteren Extremität, welche eine aktive Teilnahme am Spielbetrieb stören oder verhindern.

Tabelle 2 : Übersicht über die Probandendaten: Arithmetische Mittelwerte und einfache Standardabweichungen (\pm)

	Untersuchungsgruppe	Kontrollgruppe
Alter (SD)	25 (± 2) Jahre	27 (± 6) Jahre
Körpergewicht (SD)	79 (± 13) kg	79 (± 12) kg
Körpergrösse (SD)	182 (± 9) m	181 (± 10) m
Bodymass-Index(SD)	23.8 (± 2.6) kg/m ²	24.0 (± 2.5) kg/m ²
Trainingsdauer pro Woche	Mindestens 4.5 Stunden	Mindestens 4.5 Stunden
Hebelarmlänge	38.8 (± 2.8) cm	38.9 (± 2.9) cm

3.2.3 Einschluss- und Ausschlusskriterien

Zur Bildung homogener Gruppen wurden spezifische Parameter als Einschluss- respektive Ausschlusskriterien festgelegt. Die Tabellen 3 und 4 zeigen die zutreffenden Kriterien für die Untersuchungs- und Kontrollgruppe:

Tabelle 3: Einschlusskriterien der Untersuchungs- und Kontrollgruppe

Einschlusskriterien	Untersuchungs-Gruppe	Kontroll-Gruppe
Drei wöchentliche Trainings-/Wettkampfeinheiten	x	x
Dauer Trainings-/Wettkampfeinheiten mindestens 1.5 Stunden	x	x
Teilnahme am Meisterschaftsbetrieb seit mindestens 5 Jahren	x	
Sportlich aktiv seit mindestens fünf Jahren	x	x
Fussballsport	x	

Tabelle 4: Ausschlusskriterien der Untersuchungs- und Kontrollgruppe

Ausschlusskriterien	Untersuchungs-Gruppe	Kontroll-Gruppe
Starke einseitige, asymmetrische Beinbelastungen im Beruf (siehe Tabelle 5)	x	x
Starke asymmetrisch-rotatorische Beinbelastungen im Sport (siehe Tabelle 5)		x
Beschwerden oder Einschränkungen in der Lenden-, Becken-, Hüftregion und der unteren Extremität	x	x
Operative Eingriffe am Hüftgelenk in der Vorgeschichte	x	x
Fussballsport		x

3.3 Muskelkraftmesser IMADA RZP-1000

Beim Gerät IMADA RZP-1000 handelt es sich um ein manuell gehaltenes Kraftmesssystem der Firma Imada Force Measurement, Aichi, Japan. Das Gerät wird in Europa vertrieben durch die Firma Hans Schmidt Controllinstruments, Waldkraiburg, Germany.

Technische Daten

Das Messprinzip dieses Gerätes beruht auf einem bidirektionalen (Zug- und Druckkräfte) Kraftsensor mit einem Dehnmessstreifen. Die Messwerte werden mit einer Messfrequenz von 1000 Messzyklen pro Sekunde verarbeitet, damit wird eine exakte Erfassung wechselnder Spitzenwerte erreicht.

Der Messweg beträgt 0.2mm. Die Genauigkeit liegt bei $\pm 0.2\%$ Full Scale. Der Messbereich des Gerätes liegt zwischen 0 und 1000 Newton. Das Gerät verfügt über eine elektronische Schnittstelle zur Datenerfassung und Verarbeitung mittels einer Software. Es wurde beim Fabrikant eine Referenzwert-Kontrolle mit der Ausstellung eines offiziellen Kalibrierzeugnisses durchgeführt.



Abbildung 5: Das handgehaltene Kraftmessgerät IMADA RZP-1000

3.4 Testvorbereitungen

3.4.1 Allgemein

Den Probanden wurde bereits einige Tage vor dem Testtermin die schriftlichen Informationen über den Studienablauf ausgehändigt. Zu Beginn des Testtermins erhielten die Probanden das offizielle Formular zur schriftlichen Einverständniserklärung der Ethikkommission. Nach genügender Zeit zum Studium der Einverständniserklärung und der Klärung allfälliger Fragen unterzeichneten die Probanden im Beisein des Testleiters die Einverständniserklärung.

Mittels eines standardisierten Fragebogens wurden die Daten zu den Personalien, der Anamnese und der sportlichen und beruflichen Betätigung gesammelt. Nachfolgend wurden die anthropometrischen Daten aufgenommen.

3.4.2 Anamnese

Sie diente der Abklärung von Ausschlusskriterien bezüglich Beschwerden oder Einschränkungen im Bereich der Hüftgelenke und/oder der Beine, die eine aktive Teilnahme an der sportlichen Betätigung stören oder verhindern. Als Ausschlusskriterium galten nur aktuell vorhandene Beschwerden. Bei wiedererlangter, voller sportlicher Leistungsfähigkeit wurden frühere Beschwerden und Verletzungen nicht berücksichtigt und galten daher auch nicht als Ausschlusskriterium. Durchgeführte operative Eingriffe am Hüftgelenk galten als Ausschlusskriterium.

3.4.3 Evaluation der physischen Belastung in Sport und Beruf

Mittels eines Fragebogens wurde mit den Probanden eine Evaluation der körperlichen Anforderungen in Sport und Beruf durchgeführt. Diese Daten dienten zur Entscheidung bezüglich Erfüllung der Einschluss- respektive der Ausschlusskriterien. Inhalt des Fragebogens waren die folgenden Punkte:

Untersuchungsgruppe: Fussball-Sportler

- Es wurde festgehalten, wie lange der Proband bereits Fussball spielt
- Wie häufig er pro Woche trainiert
- Wie lange die durchschnittlichen Trainings dauern
- Teilnahme am Meisterschaftsbetrieb

- Bestehen starke, einseitig-asymmetrische Beinbelastungen im Sport oder Beruf

Kontrollgruppe: Nicht-Fussballer

- Es wurde festgehalten, welcher sportlichen Tätigkeit der Proband nachgeht
- Wie lange er dieser sportlichen Betätigung schon nachgeht
- Wie häufig pro Woche er dieser sportlichen Tätigkeit nachgeht
- Wie lange die durchschnittlichen Trainings dauern
- Bestehen starke, einseitig-asymmetrische Beinbelastungen im Sport oder Beruf

Skalierung der asymmetrischen Rotationsbelastung der unteren Extremität

Weil einer der primären Testparameter dieser Studie die Aussenrotations-Innenrotations Kraft-Ratio darstellte, war es wichtig zu unterscheiden, ob: a) Bei der Testgruppe davon ausgegangen werden konnte, dass diese Ratio-Veränderung nur durch den Fussballsport und nicht durch eine berufliche Tätigkeit oder eine asymmetrische Freizeitbeschäftigung ausgelöst wird und b), dass bei der Kontrollgruppe davon ausgegangen werden konnte, dass sowohl bei der sportlichen wie auch bei der beruflichen Tätigkeit keine asymmetrische Rotationsbewegung der Hüftgelenke zum Einsatz kamen.

Asymmetrisch bedeutet in diesem Zusammenhang, dass bei beruflichen und sportlichen Bewegungen der unteren Extremität keine immer wiederkehrenden und einseitigen Rotationsbewegungen der Hüftgelenke vorkommen, die zu einer Dysbalance der Grundkraftwerte der Aussenrotatoren im Vergleich zu den Innenrotatoren des Hüftgelenkes führen können.

Zur Abklärung dieser möglichen asymmetrischen, rotationsbetonten Alltagsbewegungen der unteren Extremität wurde ein Skalierungssystem erstellt und initiiert, welches eine Einteilung der sportlichen und beruflichen Belastung bezüglich rotatorischer, asymmetrischer Belastung erlaubt. Asymmetrische Belastungen in den Werten von 0 und 1 wurden in die Studie eingeschlossen, Werte von 2 und 3, sowohl in Beruf und Sport, wurden ausgeschlossen. Mit der dem Studiendesign entsprechenden Ausnahme des Fussballsports in der Fussballergruppe (asymmetrisch-rotatorische Beinaktivität Grad 2).

Tabelle 5: Skalierung der asymmetrisch-rotatorischen Beinaktivität

Intensität	Beschreibung der Aktivitäten und Beispiele
Grad 0 Beispiel:	Keine asymmetrisch-rotatorische Beinaktivität in Sport und/oder Beruf Sport: Fahrradfahren; Wandern; Jogging; Schwimmen etc. Beruf: sitzende Tätigkeiten, stehenden Tätigkeiten ohne handwerkliche Tätigkeit
Grad 1 Beispiel:	Leichte asymmetrisch-rotatorische Beinaktivität in Sport und/oder Beruf Sport: Volleyball, Basketball, Handball, etc. Beruf: Handwerkliche Tätigkeiten im Stehen und Gehen, beidseitig orientiert
Grad 2 Beispiel:	Mittlere asymmetrisch-rotatorische Beinaktivität in Sport und/oder Beruf Sport: isolierte Wurfsporarten in der Leichtathletik, Fussball, etc. Beruf: Handwerkliche Tätigkeiten im Stehen und Gehen, leicht einseitig orientiert
Grad 3 Beispiel:	Starke asymmetrisch-rotatorische Beinaktivität in Sport und/oder Beruf Sport: Kampfsportarten wie Ringen und Schwingen; Golf etc. Beruf: Handwerkliche Tätigkeiten im Stehen und Gehen, stark einseitig orientiert

3.4.5 Aufnahme der anthropometrischen Daten

Erhoben wurde die Körpergrösse in Zentimetern, das Körpergewicht in Kilogramm, die Hebelarmlänge in Zentimetern und der Bodymass-Index in kg/m².

Maffiuletti weist in seiner Übersichtsarbeit über die aktuellen Konzepte der Krafttestung an der unteren Extremität auf die Bedeutung der genauen Messung des Hebelarmes zur korrekten kinetischen Berechnung des maximalen Drehmomentes hin (37).

Zur Bestimmung der Hebelarmlänge setzte sich der Proband wie in Abbildung 6 ersichtlich in einer Position von 90° Kniebeugung mit frei hängenden Unterschenkeln auf den Tisch. Die Hebelarmlänge wurde definiert in der Distanz vom lateralen Femurkondylus bis 5cm proximal des lateralen Malleolus am oberen Sprunggelenk (42).



Abbildung 6: Messpunkte zur Bestimmung der Hebelarmlänge

3.4.6 Festlegung der Beindominanz

Zur Festlegung der Beindominanz wurden entsprechend Johnson und Hoffmann drei Basisteste durchgeführt (17):

1. Spontanes Hochsteigen auf eine Stufe
2. Provozieren eines Ausfallschrittes durch Anstossen von hinten
3. Zurückkicken eines spontan zugeworfenen Balles

Interpretation: Wurden zwei der drei Teste mit dem gleichen Bein durchgeführt, wurde für dieses Bein eine Beindominanz festgelegt. Bei Fussballern mit beidseitiger Schussaktivität wurde das öfters benutzte, beliebtere Bein als dominant gewertet (17).

3.5 Testablauf

3.5.1 Allgemein

Der Testablauf wurde nach einem standardisierten Testprotokoll durchgeführt. Um die gewünschte Vergleichbarkeit der Daten zu erzielen, wurde darauf geachtet, das Testprozedere in einem einheitlich strukturierten Ablauf durchzuführen. Die Probanden mussten in nicht-ermüdetem Zustand zum Testverfahren antreten. Es wurde ein tageszeitbezogener Test-Zeitrahmen von 16.00 Uhr bis 19.30 Uhr für alle Probanden einheitlich definiert. Es durften an diesem Tag vorgehend keine sportlichen Aktivitäten durchgeführt werden.

3.5.2 Testreihenfolge und Randomisierung

Die Reihenfolge der Testausgangsstellungen $0^\circ/45^\circ/90^\circ$ -Hüftflexion wurde individuell randomisiert festgelegt. Dies um eine mögliche Verzerrung der Messresultate durch eine immer gleich gewählte Reihenfolge zu vermeiden. Als Randomisierungs-Prozedere wurde ein Würfelsystem angewandt.

3.6 Testdurchführung

3.6.1 Ausgangsstellung, Lagerung und Fixation des Probanden

Um eine möglichst genaue Standardisierung des Messablaufes zu erreichen, wurde die jeweilige Ausgangsstellung genau definiert. Im folgenden werden die genaue Positionierung, die Lagerung, sowie die nötigen Gurtfixationen in den jeweiligen Positionen beschrieben:

Teste in 0° Hüftflexion

Ausgangsstellung und Lagerung

Die Probanden wurden in Bauchlage auf einer Untersuchungsliege gelagert. Die Füße wurden über die Tischkante frei hängend abgelegt. Das Testbein wurde im Kniegelenk 90° gebeugt. Der Kopf wurde in Neutralposition abgelegt. Die Auflagefläche der Oberschenkel und des Beckens wurden mit einer Non-Slip-Matte unterlegt, um mögliche Rutsch Tendenzen des Probanden auf der Liegefläche zu verhindern. Die Hüftgelenke wurden, durch Lagerung von Frotté-Tüchern zwischen den Beinen, in der Nullstellung bezüglich Abduktion und Adduktion eingestellt. Die Arme wurden auf beiden Seiten über die Liege hängen gelassen.

Fixation

Fixation der Oberschenkel auf halber Länge mittels eines Fixationsgurtes gegen die Unterlage der Liege. Fixation des Beckens auf der Höhe Trochanter major mittels eines Fixationsgurtes gegen die Liege. Die Gurte wurden straff angezogen, jedoch ohne dass dies der Patient als unangenehm empfand.



Abbildung 7: Lagerung und Fixation in der Testausgangsstellung 0° Hüftflexion



Abbildung 8: Lagerung der Beine in 0° Abduktion/Adduktion durch Polsterung zwischen den Oberschenkeln.

Teste in 45° Hüftflexion

Ausgangsstellung und Lagerung

Mit einem Dreieck-Brett wurde der geforderte Hüftwinkel von 45 ° eingestellt. Die Sitzfläche wurde mit einer Non-Slip-Unterlage versehen, um mögliche Rutschendenzen des Probanden auf der Sitzfläche zu verhindern. Der Proband setzte sich mit frei hängenden Unterschenkeln so auf die Untersuchungs-liege, dass die Poplitea an der Tischkante anlag. Das Hüftgelenk wurde mittels Frotté-Tüchern zwischen den Beinen in der Nullstellung bezüglich Abduktion und Adduktion gelagert. In der 45° Hüftflexions-Position wurde dem Probanden zusätzlich zur bequemeren Kopflagerung ein Schaumstoffkissen unter den Kopf gelegt.

Fixation

Fixation der Oberschenkel auf halber Länge mittels eines Fixationsgurtes gegen die Unterlage der Liege. Um keine Abweichungen von der geforderten Winkelstellung des Hüftgelenks zu erhalten, wurde der Oberkörper auf der Höhe des Pozessus xiphoideus sterni an der Rücklehne mit einem Gurt fixiert.

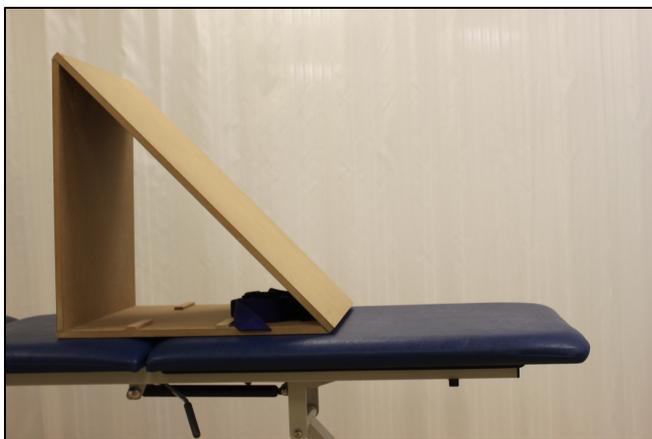


Abbildung 9: Das Dreieck-Brett ermöglicht die korrekte Lagerung der Hüft in 45° und 90° Flexion



Abbildung 10: Korrekte Lagerung und Fixation in der 45° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von der Seite



Abbildung 11: Korrekte Lagerung und Fixation in der 45° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von vorne

Teste in 90° Hüftflexion

Ausgangsstellung und Lagerung

Mit dem Dreieck-Brett wurde der geforderte Hüftwinkel von 90 ° eingestellt. Die Sitzfläche wurde mit einer Non-Slip-Unterlage versehen. Der Proband setzte sich mit frei hängenden Unterschenkeln auf die Untersuchungsliege sodass die Poplitea an der Tischkante anlag. Das Hüftgelenk wurde mittels Frottetüchern zwischen den Beinen in der Nullstellung bezüglich Abduktion und Adduktion gelagert.

Fixation

Fixation der Oberschenkel auf halber Länge mittels eines Fixationsgurtes gegen die Unterlage der Liege. Fixation des Oberkörpers auf der Höhe des Prozessus xiphoideus sterni an der Rücklehne mit einem Gurt.

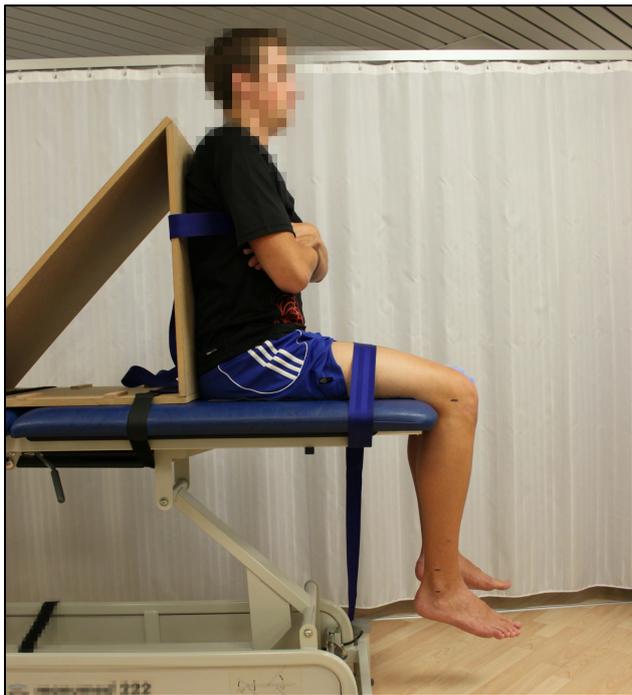


Abbildung 12: Korrekte Lagerung und Fixation in der 90° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von der Seite



Abbildung 13: Korrekte Lagerung und Fixation in der 90° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von vorne

3.6.2 Ausgangsstellung des Testers

Der Tester positionierte sich bei allen Testverfahren in einer leichten Schrittstellung oder in einem stabilen Einbein-Kniestand seitlich zum Test-Bein. Um eine gute Kraftwiderlagerung zu erzeugen, wurden vom Tester immer geschlossene Turnschuhe getragen. Das Gerät wurde mit einem beidseitigen Daumenspannengriff an den Fixationshebeln gehalten. Dieser Griff ermöglicht einerseits eine gute Widerlagerung der horizontalen Kraftentwicklung und andererseits eine genaue Positionierung und Stabilisation der Messpelotte (siehe Abbildung 14).

3.6.3 Kontaktpunkt der Messpelotte

Zur Bestimmung des Hebelarmes wurde ein Messpunkt 5cm proximal des lateralen Malleolus definiert und mit einem wasserlöslichen Filzstift markiert. Die Druckpelotte wurde bei den Krafttests immer an diesem markierten Punkt angesetzt.



Abbildung 14: Positionierung der Druckpelotte 5cm proximal des Malleolus lateralis



Abbildung 15: Handhaltung des Gerätes und Schrittstellung des Testers zur besseren Stabilisation der Kräfte, Ausgangsstellung 0° Hüftflexion



Abbildung 16: Handhaltung des Gerätes und Positionierung des Testers bei der Kraftmessung der Innenrotatoren in der Ausgangsstellung 45° Hüftflexion



Abbildung 17 Handhaltung des Gerätes und Positionierung des Testers bei der Kraftmessung der Aussenrotatoren am linken Bein in der Ausgangsstellung 90° Hüftflexion

3.6.4 Probedurchlauf

Zur Instruktion und zur besseren Wahrnehmung des folgenden Krafttests durften die Probanden jeweils pro Ausgangstellung einen Probedurchlauf absolvieren. Es wurde die Bewegungsrichtung erläutert und das standardisierte Kommando gegeben.

3.6.5 Testkommando

Es wurde ein standardisiertes Testkommando verwendet (37). Das Kommando lautete bei allen Einzeltests und bei allen Probanden: „Spannen! - fest! – fest!, ...und wieder loslassen“. Dieses Kommando wurde so verbalisiert, dass es jeweils zu einer Spannungszeit von 5 Sekunden kam. Dabei wurde versucht, die Betonung und die Lautstärke des Kommandos einheitlich zu halten.

3.6.6 Testdurchführung und Repetitionen

Es wurde die Make-Methode angewandt. Dies bedeutet, dass durch den Tester soviel Widerstand gegen die Testbewegung aufgebaut wurde, dass jeweils keine Bewegung entstehen konnte (37). Bei der Testdurchführung wurde auf eine schnelle maximale Kraftentwicklung innerhalb der vorgegebenen Spannungszeit von 5 Sekunden geachtet. Nach jedem einzelnen Test wurde nach möglichen Schmerzen gefragt. Die Krafttests mussten schmerzfrei durchgeführt werden können.

In jede Bewegungsrichtung wurden 3 einzelne maximale isometrische Krafttests (37) durchgeführt, sowohl in die Innenrotation wie auch in die Aussenrotation bei beiden Beinen. Zur weiteren Datenanalyse wurde der arithmetische Mittelwert aus den drei Testrepetitionen verwendet.

Aus Gründen der Verständlichkeit wird bei den Beinen nachfolgend nicht mehr links und rechts unterschieden, sondern dominant und nichtdominant. Im weiteren Text und in den Tabellen mit den Resultaten wird nur noch von dominantem und nondominantem Bein die Sprache sein (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Übersicht über die Testbatterie, die Testreihenfolge erfolgte gemäss Randomisierungsverfahren

	IR dominantes Bein	IR nondominantes Bein	AR dominantes Bein	AR nondominantes Bein
0° Hüftflexion	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen
45° Hüftflexion	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen
90° Hüftflexion	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen	Krafttest: 3 Repetitionen

3.6.7 Pausenzeiten

Zwischen den einzelnen Krafttests in der jeweiligen Test-Position wurde eine Pausenzeit von 30 Sekunden definiert (37). Beim Wechsel der Positionen ergab sich aus praktischen Gründen eine längere Pausenzeit von 5 Minuten.

3.7 Umrechnung/Korrektur der Daten

3.7.1 Umrechnung in Newtonmeter

Um das maximale Drehmoment der einwirkenden Muskelkraft im Gelenk zu errechnen, kam folgende Formel zur Anwendung:

Kraft in Newton * Hebelarm in m = Newtonmeter = Drehmoment (37) (43)

3.7.2 Korrektur des Körpergewichtes

Da das eigene Körpergewicht einen grossen Einfluss auf die Kraftwerte der Muskulatur der unteren Extremität hat, sollten die Kraftwerte mit dem individuellen Körpergewicht korrigiert werden (44). Die Testung der Muskelkraft erfolgte in einer offenen Muskelkette. Der funktionelle Einsatz der Muskulatur der unteren Extremität geschieht aber primär in geschlossener Muskelkette. Als Beispiel braucht ein 80 Kilogramm wiegender Sportler für seine Alltagsaktivitäten wie Aufstehen von einem Stuhl oder das Treppensteigen allein schon

aufgrund seines Körpergewichts mehr Muskelkraft an der unteren Extremität als ein 50 Kilogramm schwerer Sportler.

Um das Körpergewicht bei Muskeltests der unteren Extremität mit einem handgehaltenen Dynamometer zu korrigieren, kommt folgende Formel zum Einsatz (44):

Kraft in N/(Körpergewicht * 0.67)

3.8 Datenauswertung und statistisches Vorgehen

Die Auswertung bezüglich der Normalverteilung der Daten wurde mit dem Shapiro-Wilk-Test durchgeführt. Die Analyse ergab eine überwiegende Normalverteilung über alle Subgruppen und Variablen. Die Subgruppen wurden mit dem t-Test für unabhängige Stichproben analysiert. Die deskriptive Statistik umfasste die Mittelwerte, das 95% Konfidenzintervall und die Standard-Abweichung. Das Signifikanzniveau wurde bei $p < 0.05$ festgelegt. Die statistische Analyse wurde mit dem Statistical Package for the Social Science SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt.

4 Resultate

4.1 Partizipation und Ausfälle der Probanden

Von den 15 Probanden der Untersuchungsgruppe konnten 14 ausgewertet werden. Ein Proband musste infolge lumbaler Rückenschmerzen während des Testverfahrens ausgeschlossen werden. Worauf ein bereits vor Untersuchungsbeginn vorgemerker Reserve-Proband nachrekrutiert wurde.

Von den 15 Probanden der Kontrollgruppe konnten alle ausgewertet werden.

4.2 Resultate der Krafttestung in den einzelnen Gelenkpositionen

4.2.1 Krafttests in 0° Hüftflexion

Es sind in dieser Gelenkposition keine signifikanten Kraftunterschiede ($p < 0.05$) beim Vergleich der beiden Gruppen zu erkennen. Es zeigt sich in dieser Position jedoch eine Tendenz zu kräftigeren Hüftausenrotatoren und Hüftinnenrotatoren in der Fussballergruppe. Die statistischen Daten der Tabelle 7 und die graphische Darstellung in Abbildung 18 zeigen höhere Kraftwerte in der Fussballergruppe, welche in ähnlicher Ausprägung bei der Kraftentwicklung in die Innenrotation wie in die Aussenrotation, sowohl auf der dominanten wie auch auf der nondominanten Seite zu beobachten sind. Bei der Analyse der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio zeigen sich keine Unterschiede im Verhältnis der Kraft der Rotatoren bei den untersuchten Gruppen (siehe Tabelle 7 und Abbildung 18). In beiden Gruppen sind in dieser Gelenkposition die Aussenrotatoren signifikant kräftiger als die Innenrotatoren. Bei den Standardabweichungen zeigen sich, wie auf der Tabelle 7 zu erkennen ist, in beiden Gruppen relativ stabile Werte.

Die Abbildungen 19 bis 22 zeigen die bei allen Messparametern überwiegend normalverteilte Datenlage.

Tabelle 7: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftausenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren in 0° Hüftflexion

Gelenksstellung; dominant/nondominant	Stichprobenumfang	Untersuchungsgruppe Mittelwert (SD)	Kontrollgruppe Mittelwert (SD)	Differenz Mittelwerte	95% Konfidenzintervall der Differenz	p-Wert
0° AR nondominant	N1=N2= 15	1.14 (0.17)	1.08 (0.23)	0.06	(-0.09; 0.22)	0.383
0° AR dominant	N1=N2= 15	1.2 (0.15)	1.07 (0.21)	0.13	(-0.003; 0.27)	0.055
0° IR nondominant	N1=N2= 15	0.93 (0.17)	0.83 (0.15)	0.09	(-0.03; 0.21)	0.119
0° IR dominant	N1=N2= 15	0.95 (0.17)	0.87 (0.18)	0.08	(-0.05; 0.21)	0.211
0° K-R nondominant	N1=N2= 15	1.26 (0.25)	1.29 (0.21)	0.03	(-0.2; 0.14)	0.701
0° K-R dominant	N1=N2= 15	1.30 (0.19)	1.24 (0.18)	0.06	(-0.08; 0.2)	0.396

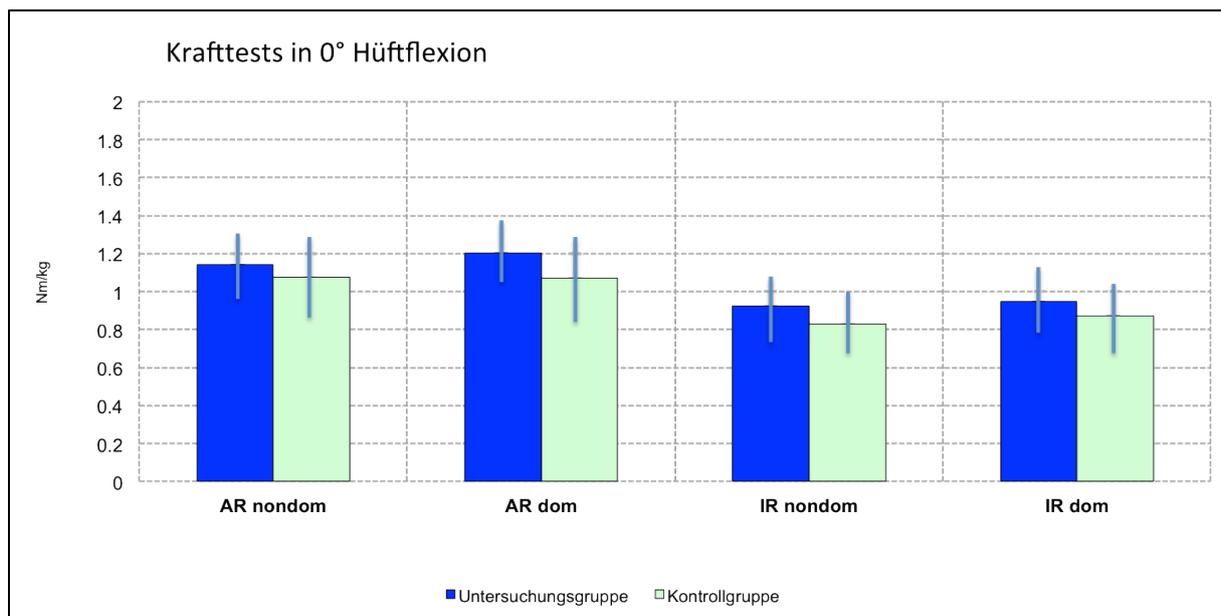


Abbildung 18: Darstellung der maximalen isometrischen Kraftteste in 0° Hüftflexion. Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter mit Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.

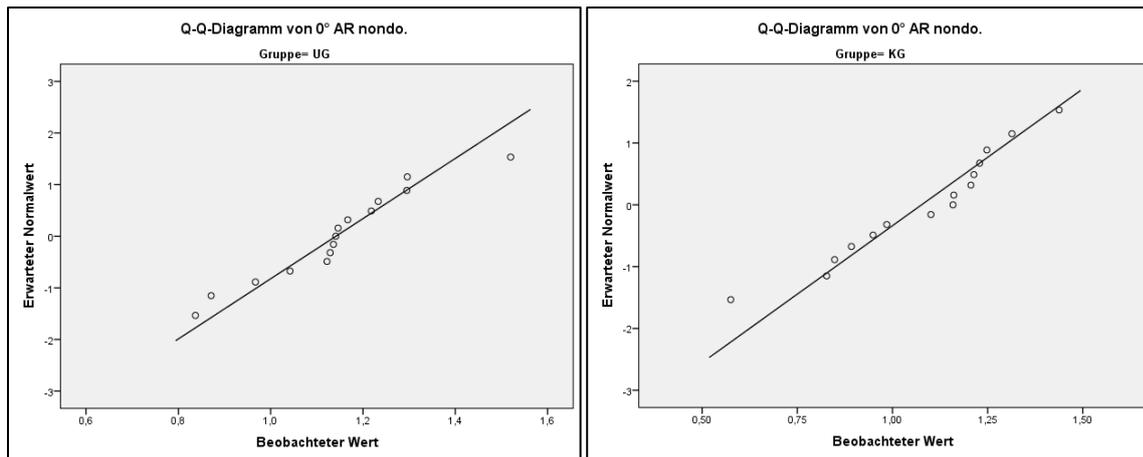


Abbildung 19 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG=Untersuchungsgruppe, KG= Kontrollgruppe.

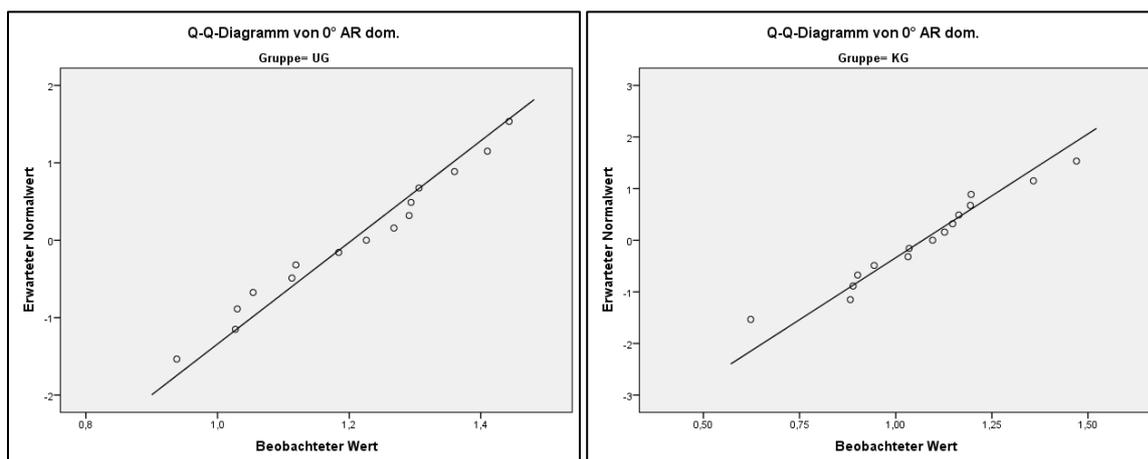


Abbildung 20 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

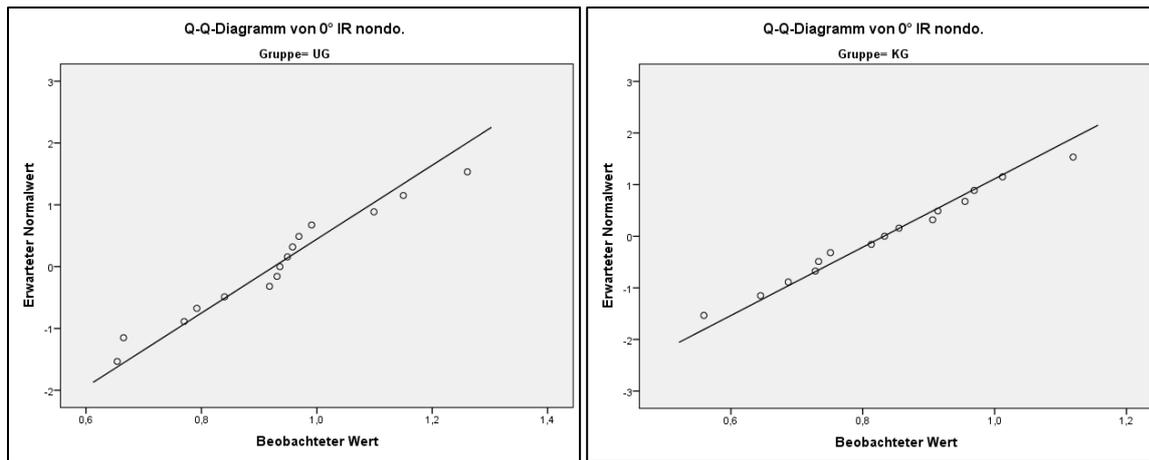


Abbildung 21 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

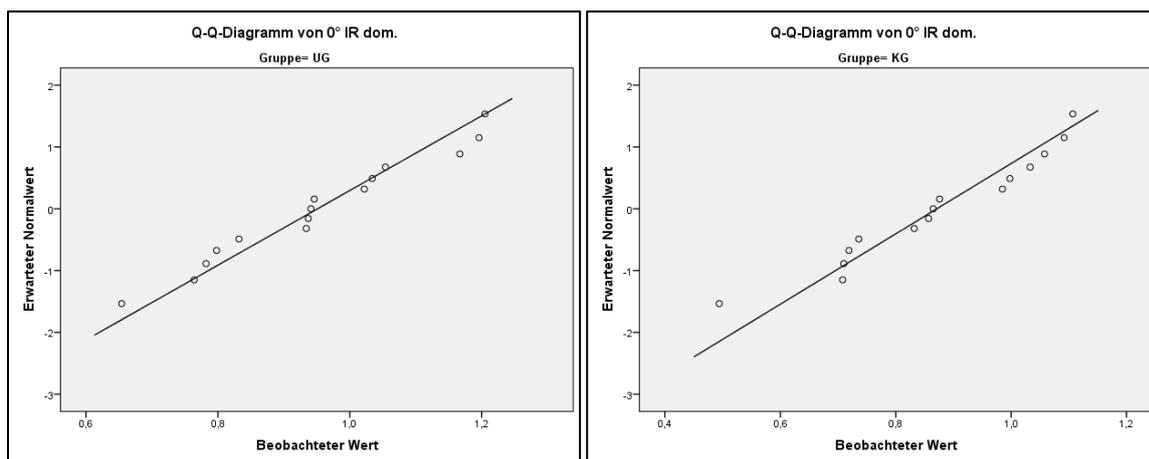


Abbildung 22 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

4.2.2 Krafttests in 45° Hüftflexion

Auch in dieser Gelenksposition sind keine signifikanten Kraftunterschiede ($p < 0.05$) beim Vergleich der beiden Gruppen zu erkennen. Es zeigt sich aber auch hier eine Tendenz zu kräftigeren Hüftrotatoren in der Fussballergruppe. Die statistischen Daten der Tabelle 8 und ihre graphische Darstellung in Abbildung 23 zeigen die höheren Kraftwerte in der Fussballergruppe. Die Kraftwerte in dieser Position sind leicht höher als in der Position von

0° Hüftflexion, sowohl für die Aussenrotatoren wie auch für die Innenrotatoren und sowohl auf der dominanten wie auch auf der nondominanten Seite (mit Ausnahme der Position 45° Hüftflexion in die AR nondominant in der Kontrollgruppe). Bei der Analyse der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio zeigen sich keine Unterschiede im Verhältnis der Kraft der Rotatoren bei den untersuchten Gruppen (siehe Tabelle 8 und Abbildung 23). In beiden Gruppen sind auch in der Gelenkposition von 45° Flexion die Aussenrotatoren signifikant kräftiger als die Innenrotatoren. Bei den Standardabweichungen zeigen sich, wie auf der Tabelle 8 zu erkennen ist, in beiden Gruppen relativ stabile Werte.

Die Abbildungen 24 bis 27 zeigt die bei allen Messparametern überwiegend normalverteilte Datenlage.

Tabelle 8: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftaussenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren in 45° Hüftflexion

Gelenk- stellung; dominant/ nondominant	Stichproben- umfang	Untersuchungs- gruppe Mittelwert (SD)	Kontroll-gruppe Mittelwert (SD)	Differenz der Mittelwerte	95% Konfidenz- intervall der Differenz	p-Wert
45° AR nondominant	N1=N2= 15	1.19 (0.23)	1.06 (0.3)	0.12	(-0.08; 0.33)	0.217
45° AR dominant	N1=N2= 15	1.27 (0.3)	1.14 (0.33)	0.13	(-0.11; 0.36)	0.278
45° IR nondominant	N1=N2= 15	1.01 (0.21)	0.89 (0.21)	0.12	(-0.04; 0.27)	0.13
45° IR dominant	N1=N2= 15	1.05 (0.24)	0.94 (0.2)	0.12	(-0.06; 0.27)	0.195
45° K-R nondominant	N1=N2= 15	1.2 (0.24)	1.2 (0.24)	0	(-0.18; 0.18)	0.993
45° K-R dominant	N1=N2= 15	1.23 (0.27)	1.21 (0.23)	0.02	(-0.16; 0.21)	0.79

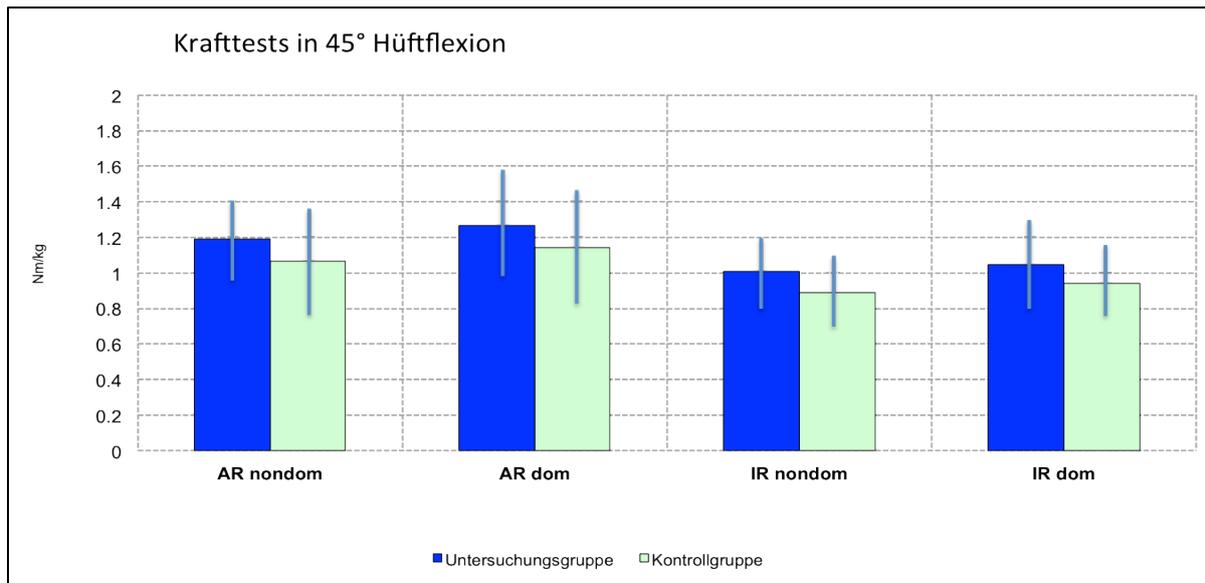


Abbildung 23: Darstellung der maximalen isometrischen Krafttests in 45° Hüftflexion. Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter mit Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.

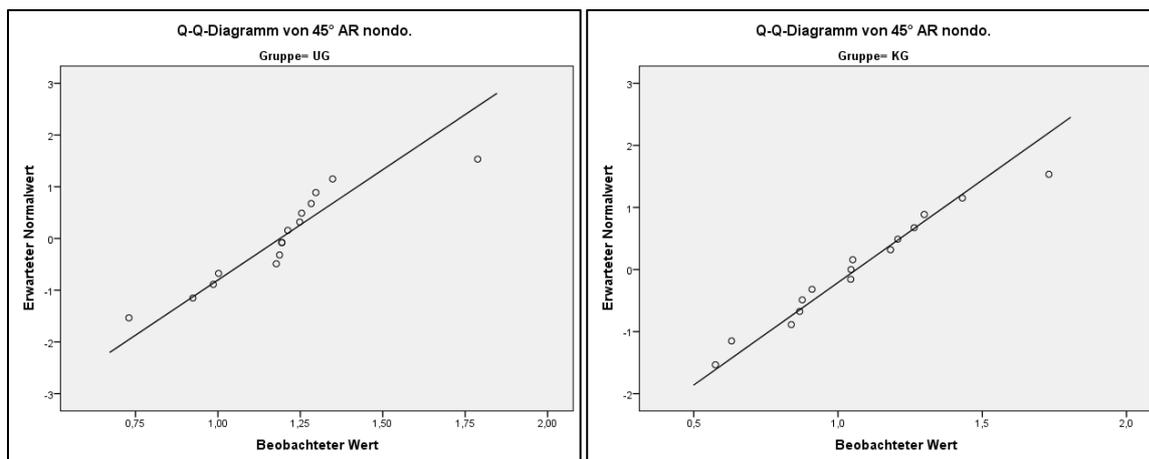


Abbildung 24 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

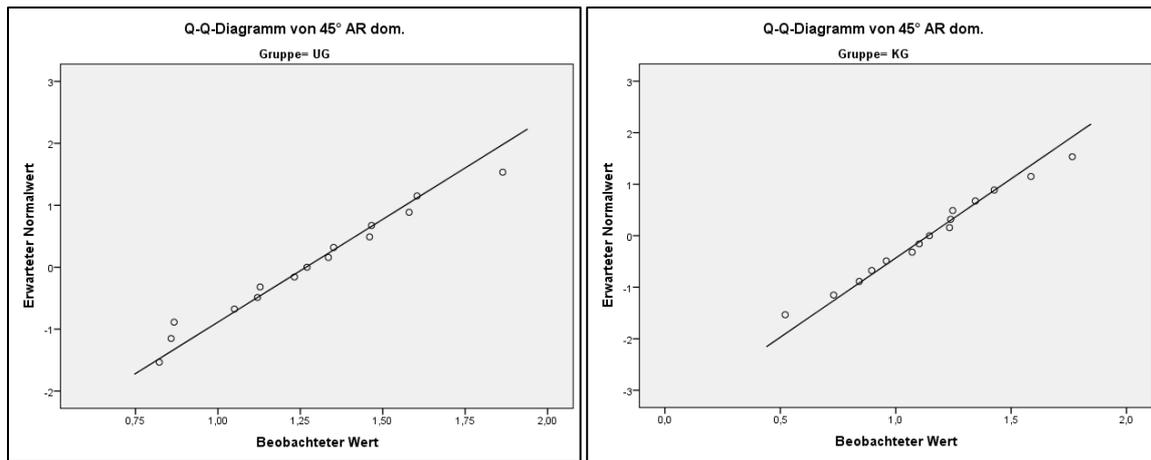


Abbildung 25 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

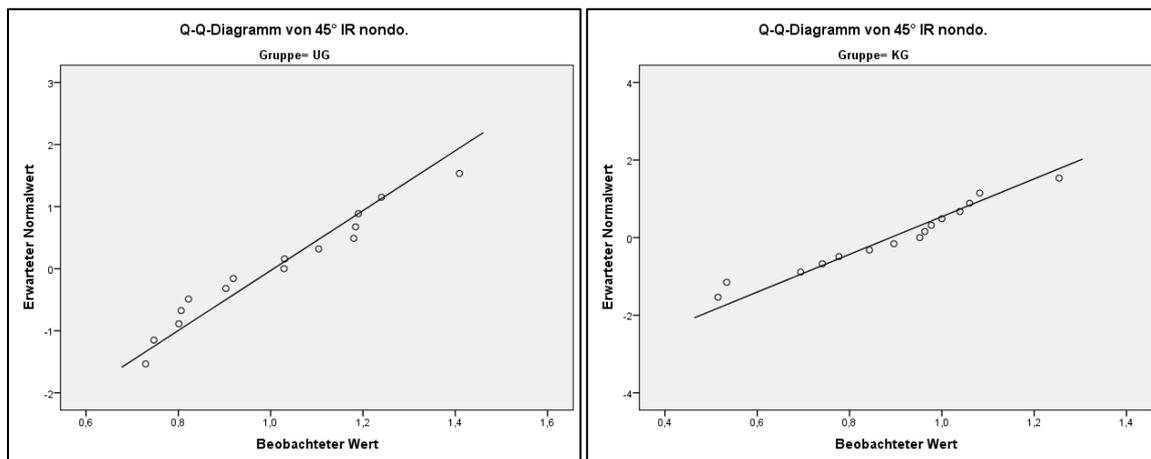


Abbildung 26 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

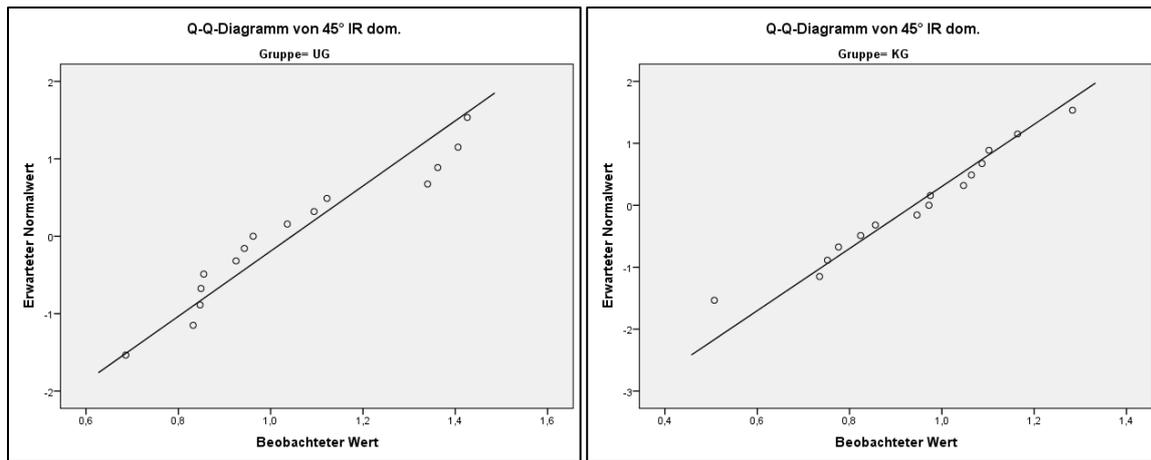


Abbildung 27 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite, UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

4.2.3 Krafttests in 90° Hüftflexion

Auch in dieser Gelenkposition bestehen keine signifikanten Kraftunterschiede ($p < 0.05$) zwischen den beiden Gruppen. Es zeigt sich aber auch hier wieder die Tendenz zu kräftigeren Hüftrotatoren in der Fussballergruppe. Die statistischen Daten der Tabelle 9 und ihre graphische Darstellung in Abbildung 27 zeigen die höheren Kraftwerte in der Fussballergruppe. Die Kraftwerte dieser Position sind, sowohl für die Aussenrotatoren wie auch für die Innenrotatoren und sowohl auf der dominanten wie auch auf der nondominanten Seite höher als in der Position von 45° und 0° Hüftflexion (siehe dazu auch Abbildung 39). Bei der Analyse der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio zeigen sich keine Unterschiede im Verhältnis der Kraft der Rotatoren bei den untersuchten Gruppen (siehe Tabelle 9 und Abbildung 28). Über beide Gruppen gesehen sind auch in der Gelenkposition von 45° Flexion die Aussenrotatoren signifikant kräftiger als die Innenrotatoren. Bei den Standardabweichungen zeigen sich, wie auf der Tabelle 9 zu erkennen ist, in beiden Gruppen relativ stabile Werte.

Die Abbildungen 29 bis 32 zeigen die bei allen Messparametern überwiegend normalverteilte Datenlage.

Tabelle 9: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftausenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren in 90° Hüftflexion

Gelenksstellung; dominant/nondominant	Stichprobenumfang	Untersuchungsgruppe Mittelwert (SD)	Kontrollgruppe Mittelwert (SD)	Differenz der Mittelwerte	95% Konfidenzintervall der Differenz	p-Wert
90° AR nondominant	N1=N2= 15	1.21 (0.24)	1.12 (0.3)	0.1	(-0.1; 0.3)	0.333
90° AR dominant	N1=N2= 15	1.27 (0.24)	1.19 (0.3)	0.09	(-0.12; 0.29)	0.385
90° IR nondominant	N1=N2= 15	1.16 (0.28)	0.96 (0.27)	0.2	(-0.01; 0.41)	0.061
90° IR dominant	N1=N2= 15	1.17 (0.29)	1.04 (0.27)	0.13	(-0.09; 0.35)	0.223
90° K-R nondominant	N1=N2= 15	1.07 (0.16)	1.2 (0.31)	0.13	(-0.31; 0.06)	0.162
90° K-R dominant	N1=N2= 15	1.13 (0.27)	1.17 (0.23)	0.04	(-0.23; 0.15)	0.674

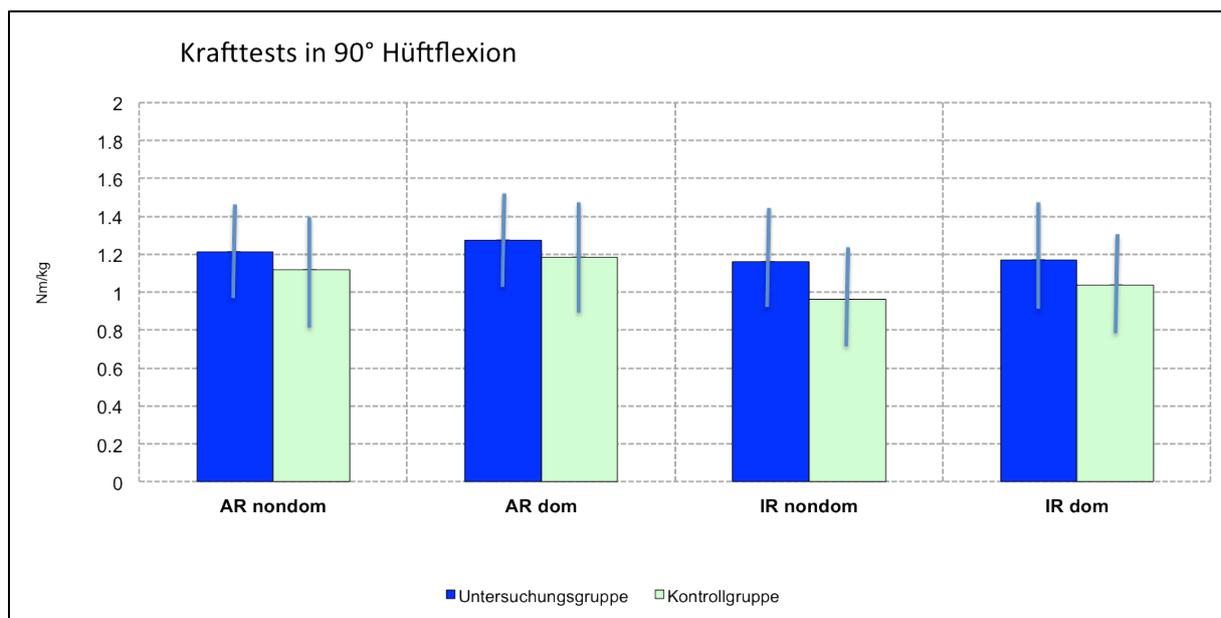


Abbildung 28: Darstellung der maximalen isometrischen Krafttests in 90° Hüftflexion. Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter mit Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.

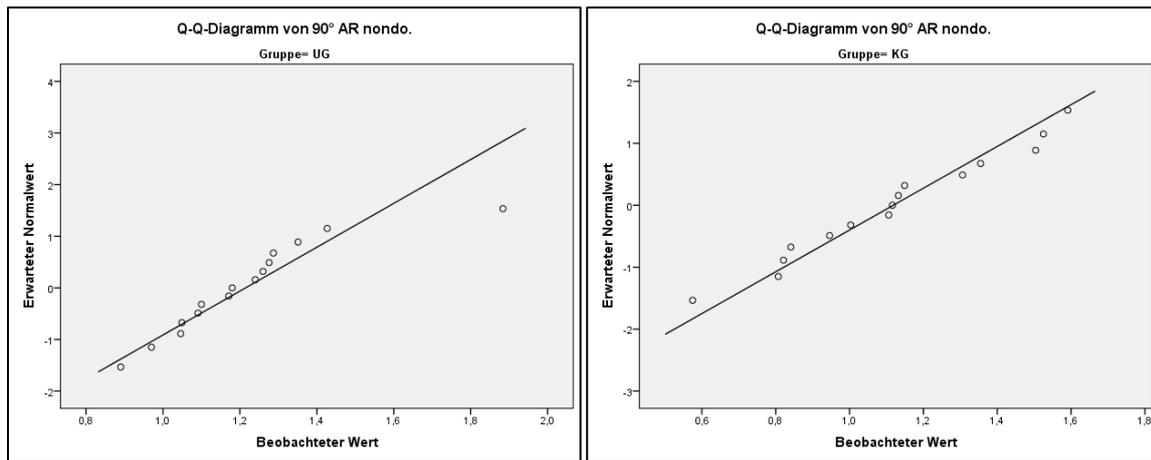


Abbildung 29 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

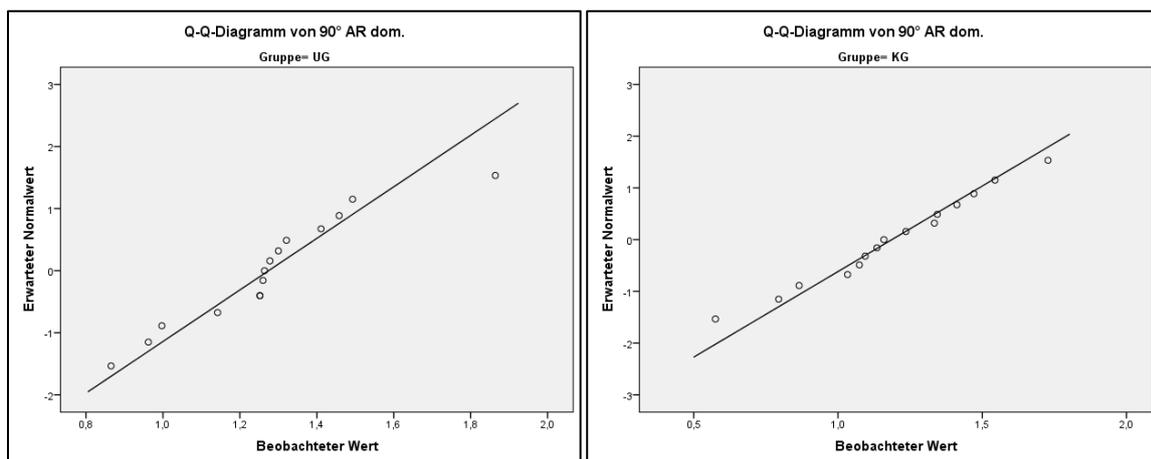


Abbildung 30 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

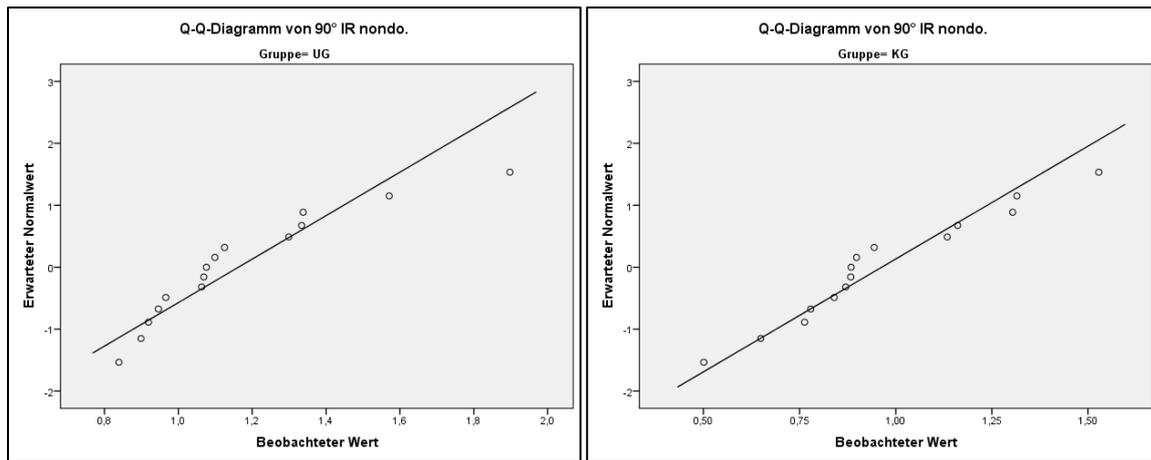


Abbildung 31 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

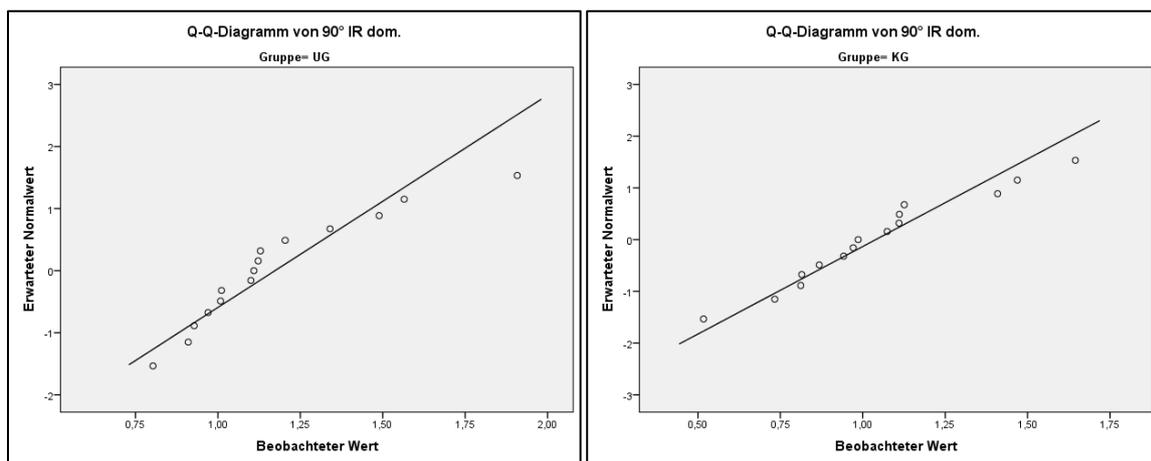


Abbildung 32 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

4.2.4 Berechneter Kraftwert global

Bei den globalen Kraftwerten (0°/45°/90° zusammen) wurden die arithmetischen Mittel der Ergebnisse der Winkelstellung 0°, 45° und 90° Hüftflexion als Basiswerte benutzt und statistisch nach dem gleichen Verfahren wie die einzelnen Testpositionen ausgewertet. Als Beispiel wurden beim Krafttest in die Bewegungsrichtung AR das arithmetische Mittel aller

Werte (0°, 45°, und 90° Hüftflexion) sowohl für die dominante wie auch die nondominante Seite gerechnet. Bei allen Krafttest-Bewegungsrichtungen wurde zur Erlangung dieses Parameters analog verfahren: Beim nondominanten und dominanten Bein jeweils für die Innenrotation und Aussenrotation. Dieses Verfahren ermöglichte das Ermitteln eines aussagekräftigen Durchschnittskraftwerts aus den verschiedenen Testpositionen.

Bei diesen berechneten Werten bestehen ebenfalls keine signifikanten Kraftunterschiede ($p < 0.05$) zwischen den beiden Gruppen. Es zeigt sich aber bei dieser globalen Darstellung auch nochmals deutlich die Tendenz zu kräftigeren Hüftrotatoren in der Fussballergruppe. Die statistischen Daten der Tabelle 10 und ihre graphische Darstellung in Abbildung 34 zeigen die höheren Kraftwerte in der Fussballergruppe.

Bei der Analyse der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio zeigen sich keine Unterschiede im Verhältnis der Kraft der Aussenrotatoren im Vergleich zu der Kraft der Innenrotatoren bei den untersuchten Gruppen (siehe Tabelle 10 und Abbildung 34).

Bei diesen globalen Kraftwerten zeigen sich bei der Gesamtheit aller Probanden die Aussenrotatoren auch wieder signifikant kräftiger als die Innenrotatoren. Die Abbildungen 34 bis 37 zeigen eine weitgehend normalverteilte Datenlage.

Tabelle 10: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftaussenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren global (0°/45°/90° Hüftflexion)

Gelenksstellung; dominant/nondominant	Stichprobenumfang	Untersuchungsgruppe Mittelwert (SD)	Kontroll-gruppe Mittelwert (SD)	Differenz der Mittelwerte	95% Konfidenzintervall der Differenz	p-Wert
Global AR nondominant	N1=N2= 15	1.18 (0.19)	1.09 (0.26)	0.1	(-0.08; 0.27)	0.268
Global AR dominant	N1=N2= 15	1.25 (0.22)	1.13 (0.27)	0.12	(-0.07; 0.3)	0.2
Global IR nondominant	N1=N2= 15	1.03 (0.21)	0.9 (0.19)	0.14	(-0.01; 0.29)	0.069
Global IR dominant	N1=N2= 15	1.06 (0.21)	0.95 (0.2)	0.11	(-0.05; 0.26)	0.173
Global K-R nondominant	N1=N2= 15	1.18 (0.19)	1.23 (0.19)	0.05	(-0.19; 0.09)	0.434
Global K-R dominant	N1=N2= 15	1.22 (0.21)	1.21 (0.17)	0.014	(-0.13; 0.16)	0.837

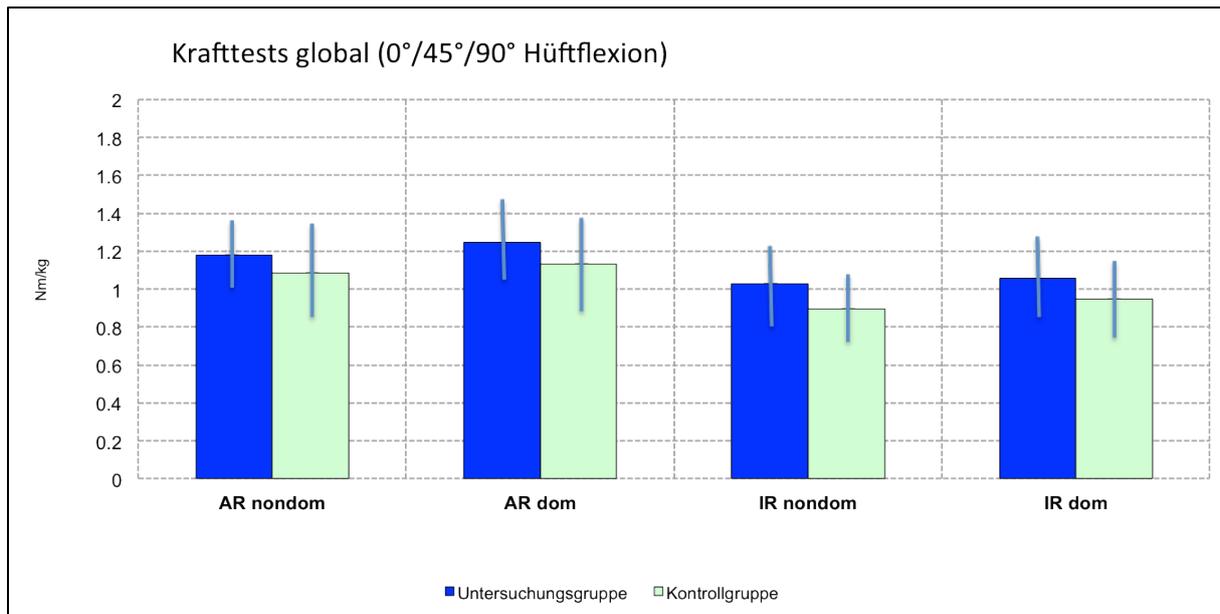


Abbildung 33: Darstellung der maximalen isometrischen Krafttests global ($0^\circ/45^\circ/90^\circ$ Hüftflexion zusammen). Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter/Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.

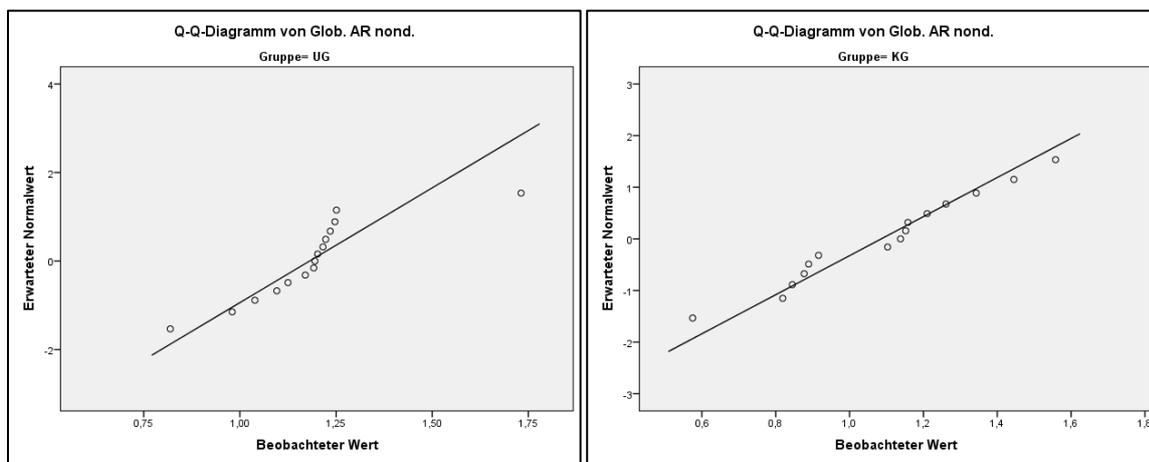


Abbildung 34 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global ($0^\circ/45^\circ/90^\circ$ Hüftflexion), Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

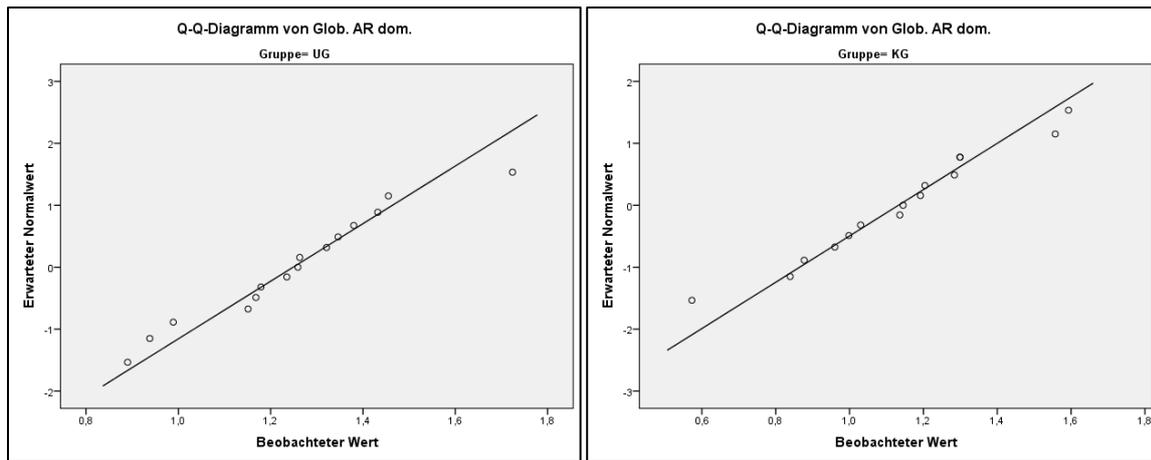


Abbildung 35 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global ($0^{\circ}/45^{\circ}/90^{\circ}$ Hüftflexion), Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

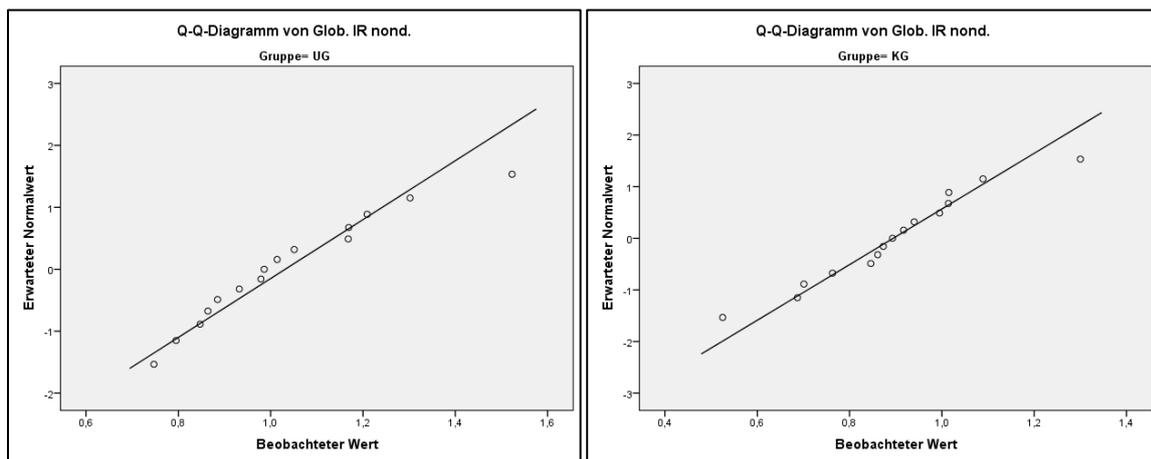


Abbildung 36 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global ($0^{\circ}/45^{\circ}/90^{\circ}$ Hüftflexion), Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

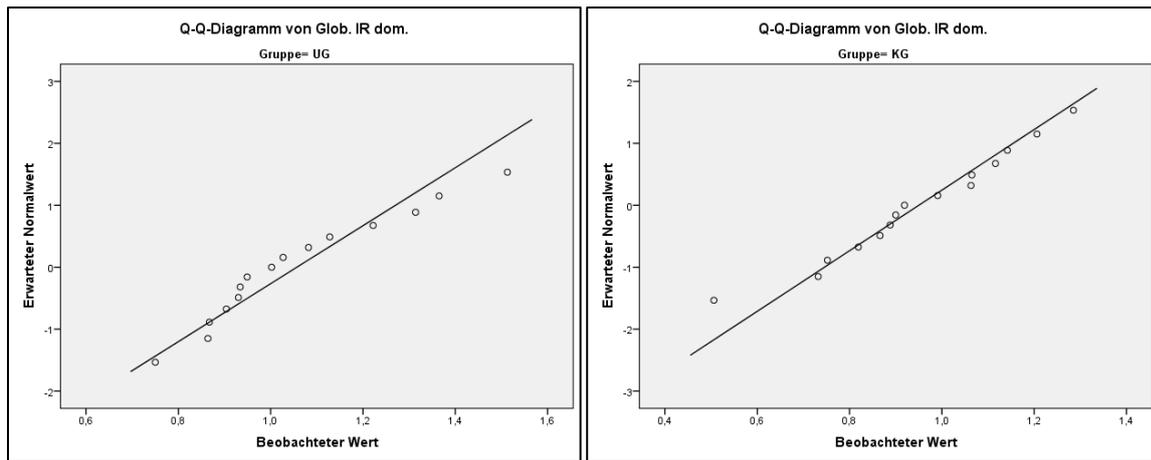


Abbildung 37 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global (0°/45°/90° Hüftflexion), Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

4.3 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren im Gruppenvergleich

Bei der Gegenüberstellung der AR-IR Force Ratios in den verschiedenen Gelenksstellungen (0°/45°/90° Hüftflexion) und sowohl für das dominante wie auch für das nondominante Bein zeigt sich deutlich, dass es in keiner Testposition und weder für das dominante noch für das nondominante Bein zu signifikanten Veränderungen des Kraftverhältnisses zwischen den Aussenrotatoren und den Innenrotatoren kommt. Es ist hier auch kein stabiler statistischer Trend ersichtlich (siehe Tabelle 11 und Abbildung 38).

Tabelle 11: Darstellung der statistischen Daten der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio im Vergleich aller Testpositionen.

Gelenks- stellung; dominant/ nondominant	Stichproben- umfang	Untersuchungs- gruppe Mittelwert (SD)	Kontroll-gruppe Mittelwert (SD)	Differenz der Mittelwerte	95% Konfidenz- intervall der Differenz	p-Wert
0° K-R nondominant	N1=N2= 15	1.26 (0.25)	1.29 (0.21)	0.03	(-0.2; 0.14)	0.701
0° K-R dominant	N1=N2= 15	1.30 (0.19)	1.24 (0.18)	0.06	(-0.08; 0.2)	0.396
45° K-R nondominant	N1=N2= 15	1.2 (0.24)	1.2 (0.24)	0	(-0.18; 0.18)	0.993
45° K-R dominant	N1=N2= 15	1.23 (0.27)	1.21 (0.23)	0.02	(-0.16; 0.21)	0.79
90° K-R nondominant	N1=N2= 15	1.07 (0.16)	1.2 (0.31)	0.13	(-0.31; 0.06)	0.162
90°F-R dominant	N1=N2= 15	1.13 (0.27)	1.17 (0.23)	0.04	(-0.23; 0.15)	0.674
Global K-R nondominant	N1=N2= 15	1.18 (0.19)	1.23 (0.19)	0.05	(-0.19; 0.09)	0.434
Global K-R dominant	N1=N2= 15	1.22 (0.21)	1.21 (0.17)	0.014	(-0.13; 0.16)	0.837

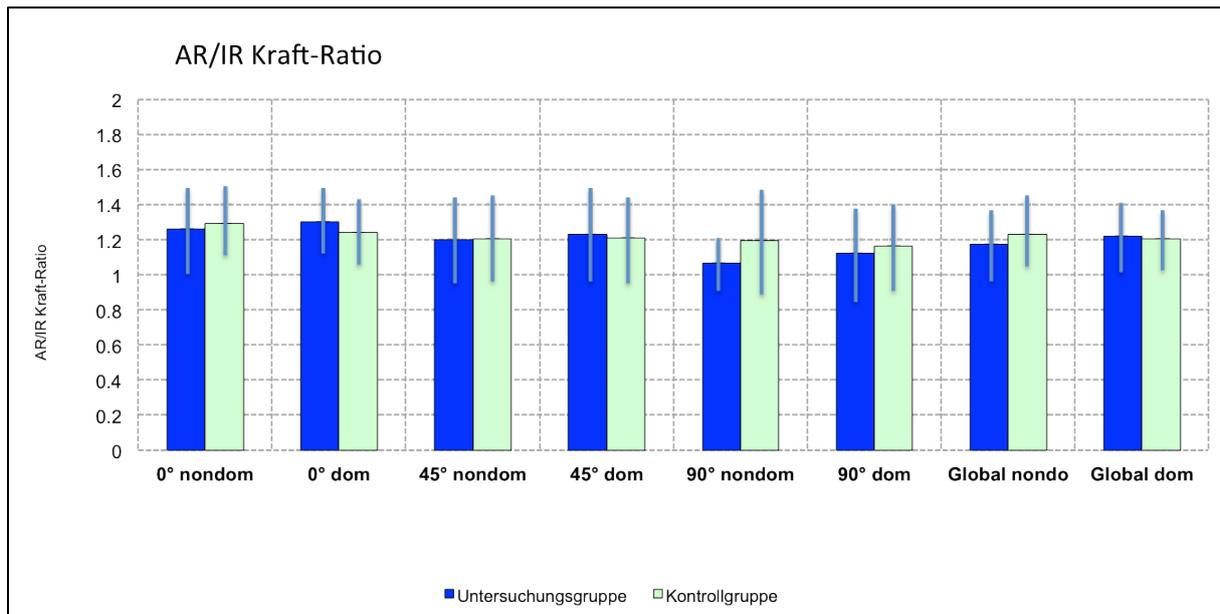


Abbildung 38: Graphische Darstellung der statistischen Daten der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio im Vergleich aller Testpositionen. Y-Achse: Höhe der AR/IR Kraft-Ratio. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.

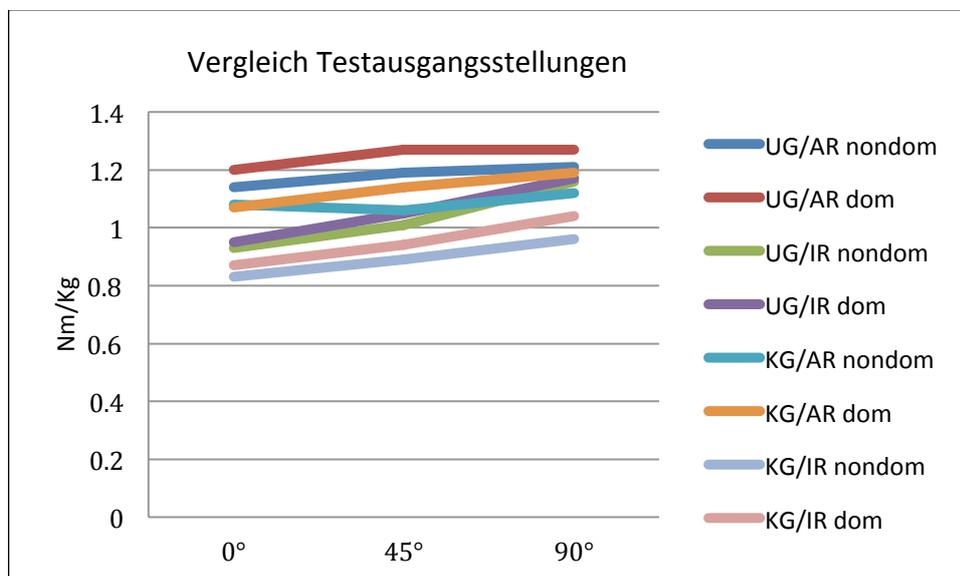


Abbildung 39: Vergleich der Mittelwerte der Messparameter in den verschiedenen Testausgangsstellungen des Hüftgelenkes (0°/45°/90° Hüftflexion)

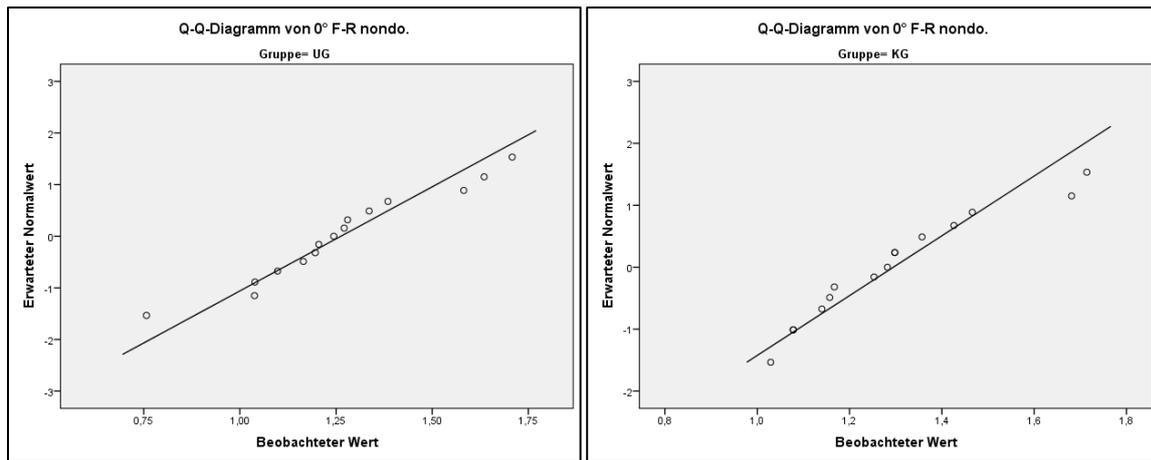


Abbildung 40 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 0° Hüftflexion für die nondominante Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

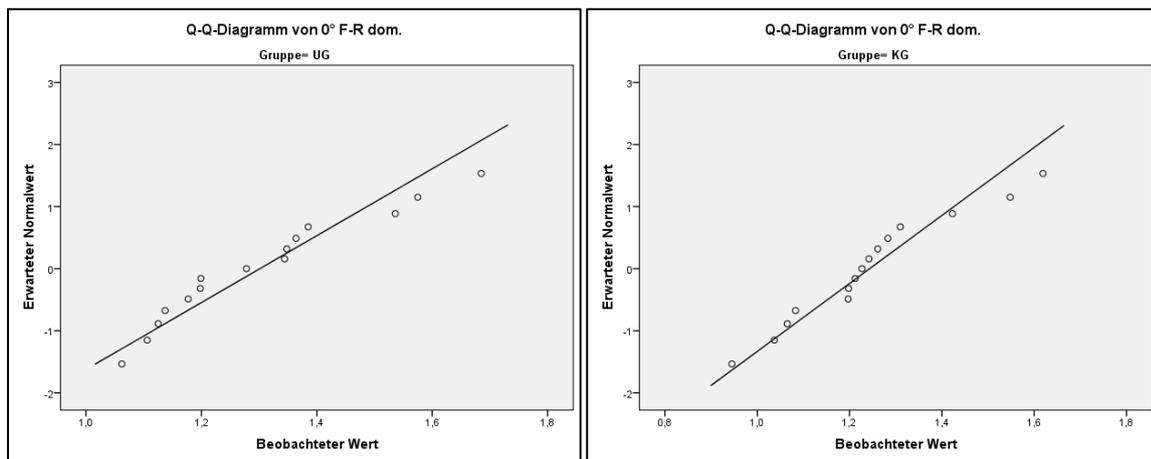


Abbildung 41 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 0° Hüftflexion für die dominante Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

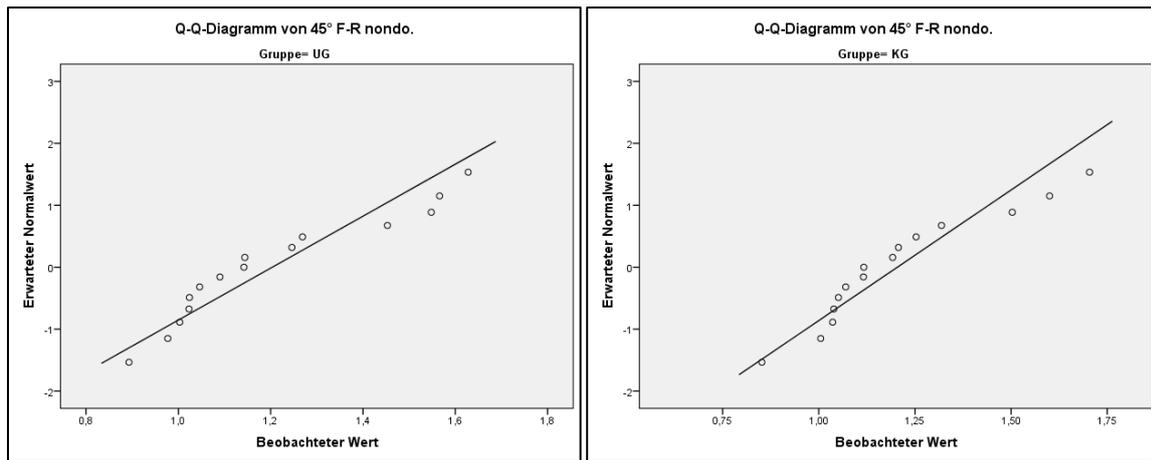


Abbildung 42 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 45° Hüftflexion für die nondominante Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

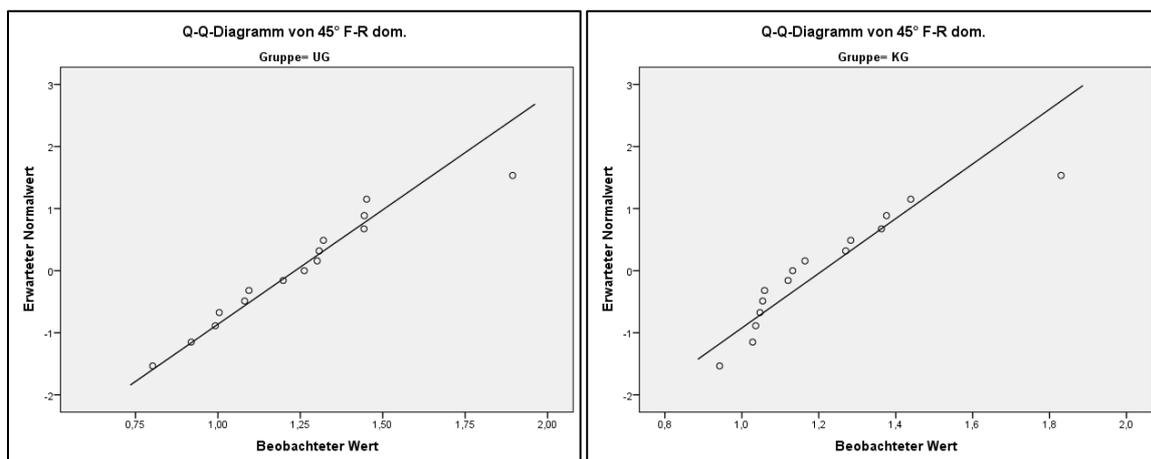


Abbildung 43 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 45° Hüftflexion für die dominante Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

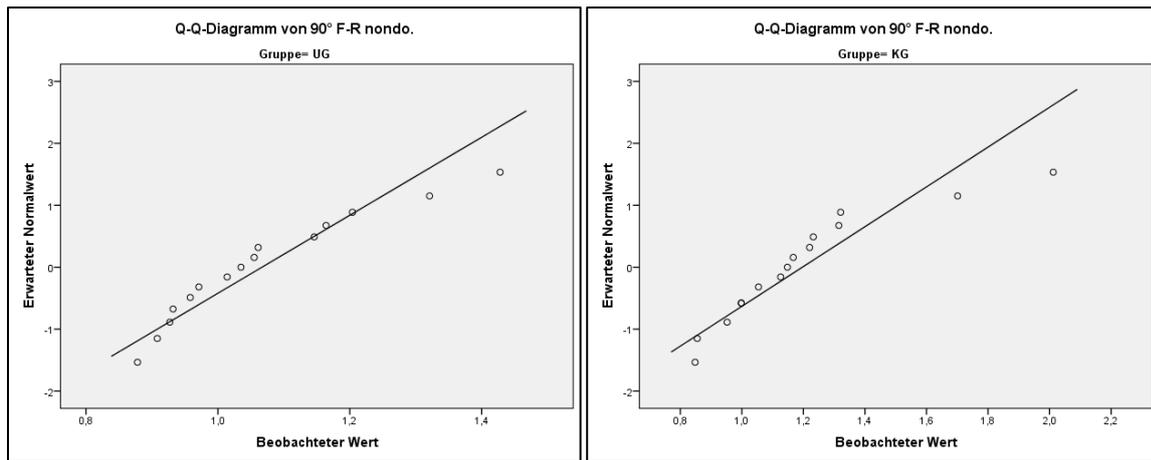


Abbildung 44 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 90° Hüftflexion für die nondominante Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

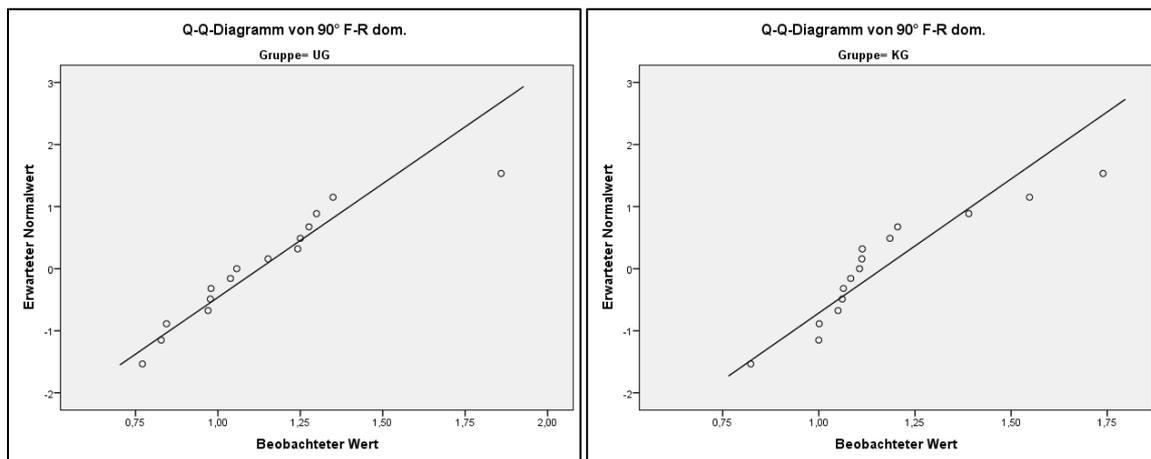


Abbildung 45 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 90° Hüftflexion für die dominante Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

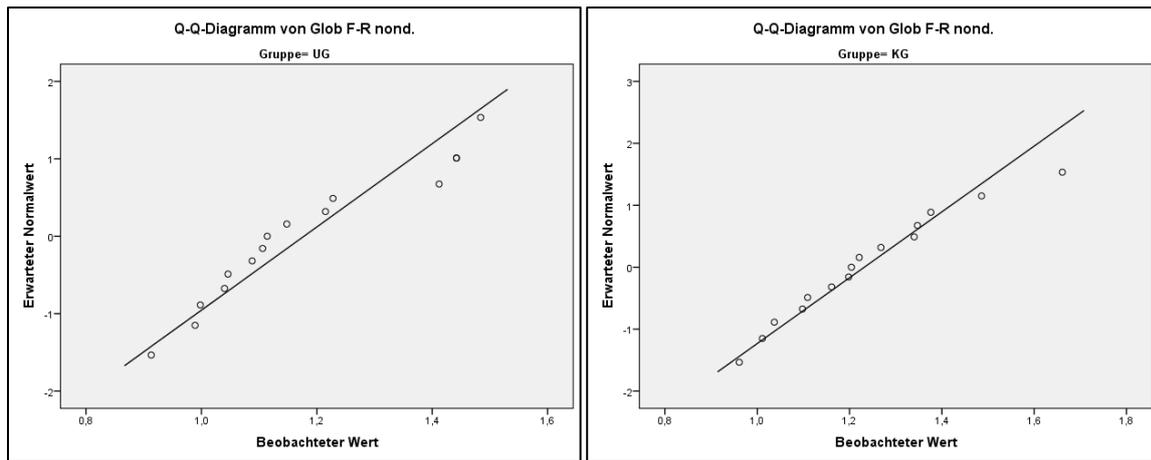


Abbildung 46 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten bei der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio für die globalen Werte ($0^{\circ}/45^{\circ}/90^{\circ}$ zusammen) auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

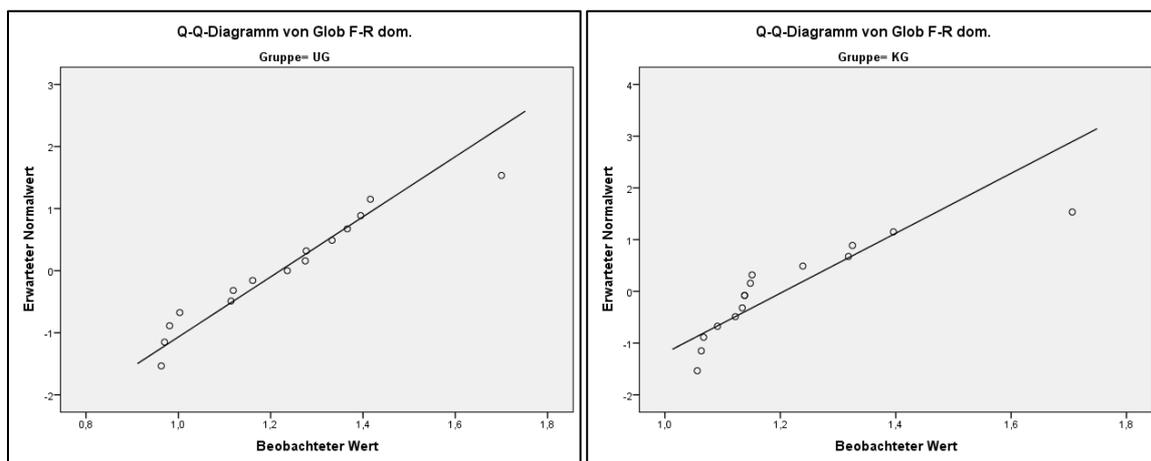


Abbildung 47 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten bei der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio für die globalen Werte ($0^{\circ}/45^{\circ}/90^{\circ}$ zusammen) auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.

4.4 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren bei der Gesamtheit aller Probanden

Wie vorgehend bereits beschrieben, weichen die *Kraftverhältnisse* der Aussenrotatoren zu den Innerrotatoren in beiden untersuchten Gruppen nicht statistisch signifikant voneinander ab. Es fällt aber auf, dass sowohl in der Untersuchungsgruppe, wie auch in der Kontrollgruppe, ein Trend in Richtung vermehrter Kraft der Aussenrotatoren gegenüber der

Innenrotatoren zu erkennen ist. Die Kraft der Aussenrotatoren ist sowohl am dominanten wie am nichtdominanten Bein höher als die Kraft der Innenrotatoren. Die höhere Kraft der Aussenrotatoren zeigt sich in allen Hüftwinkelposition von 0° über 45° bis 90° (siehe Abbildung 48)

Um diese ersichtliche Tendenz zu verifizieren wurden alle Daten in allen Gelenksstellungen (0°/45°/90° Hüftflexion) sowohl für das dominante wie auch für das nondominante Bein miteinander verglichen. Bei dieser Gegenüberstellung der Kraftwerte zeigte sich deutlich, dass die Aussenrotatoren, sowohl in der Fussballergruppe wie auch in der Gruppe der Nichtfussballer hochsignifikant ($p < 0.001$, +18.4%) kräftiger sind als die Innenrotatoren. Diese zusätzliche Analyse war im Studienprotokoll nicht geplant. Da diese Tendenz aber sehr deutlich ersichtlich war und die Ergebnisse sich kontrovers zu der wenigen vorhandenen Literatur zeigen, hat man sich im Nachhinein zu dieser zusätzlichen Auswertung der Daten entschieden.

Tabelle 12: Statistische Daten des Vergleichs der Kraft in Nm/kg der Aussenrotatoren mit der Kraft der Innenrotatoren im Kollektiv beider Gruppen

Beide Gruppen dominant/nondominant	Stichprobenumfang	Aussenrotatoren Mittelwert (SD)	Innenrotatoren Mittelwert (SD)	Differenz Mittelwerte	95% Konfidenzintervall der Differenz	p-Wert
Aussenrot. vs Innenrot.	N1=N2= 60	1.16 (0.24)	0.98 (0.21)	0.18	(0.1; 0.26)	< 0.001

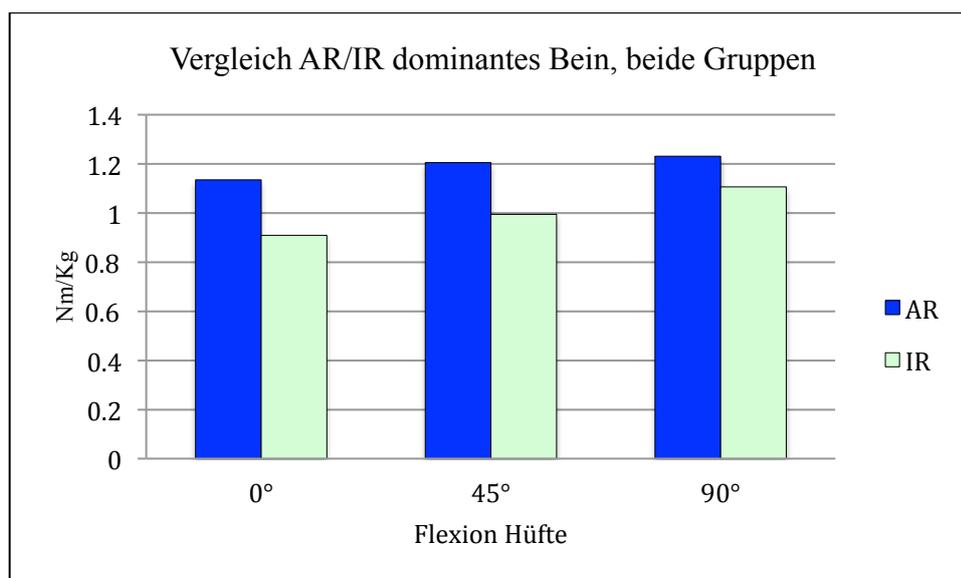


Abbildung 48: Graphische Darstellung des Vergleichs der Kraft der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren auf der dominanten Seite in der Fussballer- und Nicht-Fussballergruppe zusammen.

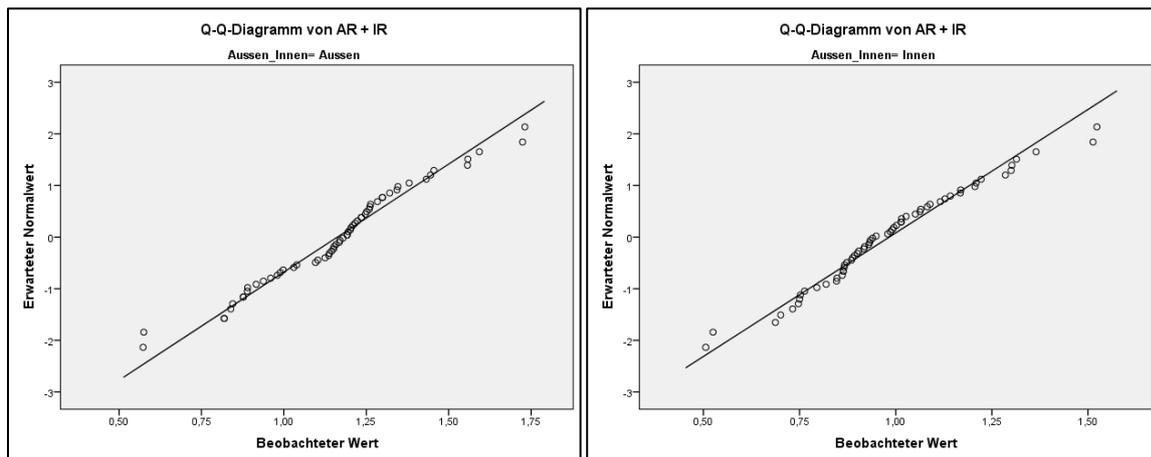


Abbildung 49 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten beim Vergleich der Kraft der Aussenrotatoren mit der Kraft der Innenrotatoren in beiden Stichprobe = 60 (beide Gruppen zusammen plus dom und nondom Bein = $30 \times 2 = 60$)

5 Diskussion

5.1 Die Kraft der Hüftrotatoren im Gruppenvergleich

Klinische Beobachtungen im Alltag bei der Betreuung von Fussballern und Nichtfussballern in der Rehabilitationsphase haben zu der These geführt, dass sich durch ein jahrelanges Praktizieren des Fussballsports eine Veränderung der Kraft der Hüftrotatoren ausbilden kann. Die von uns erwartete Kraft-Veränderung zeigte sich nicht mit statistischer Signifikanz. Sowohl in der Testposition von 0° Hüftflexion wie auch in den weiteren Positionen von 45° und 90° zeigen sich keine signifikanten Veränderungen der Kraft der Hüftrotatoren in der Fussballergruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe. Aufgrund des festgelegten Signifikanzniveaus ($p < 0.05$) und der gewählten Grössen der Stichproben muss somit die Nullhypothese als verworfen angesehen werden.

Bei genauerer Betrachtung der Datenlage kann aber von einem gewissen statistischen Trend gesprochen werden. In allen Testpositionen zeigte sich eine wahrnehmbare Tendenz in Richtung kräftigere Hüftrotatoren bei den Fussballern. Dieser Trend zeigte sich sowohl für die Aussenrotatoren wie auch die Innenrotatoren und ebenso am nondominanten wie auch am dominanten Bein. Auf der dominanten Seite waren die Kraftwerte in der Fussballergruppe im arithmetischen Mittel 11.1% und auf der nondominanten Seite 12.4% höher. Als Berechnungsbasis wurden die errechneten Daten der Globalposition verwendet (0°/45°/90° Ausgangsstellung zusammen).

Diese Untersuchung wurde als Pilotstudie an einem verhältnismässig kleinen Kollektiv von Sportlern durchgeführt. In Anbetracht dieser kleinen Stichprobe, der stabilen statistischen Tendenz, und der relativen Normalverteilung der erhobenen Daten kann erwartet werden, dass bei einer grösseren Stichprobe mit der gleichen Fragestellung, dieser Trend auch mit statistischer Signifikanz bestätigt werden kann.

5.2 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren im Gruppenvergleich

Bei der zweiten aufgestellten Teilhypothese einer fraglichen Verschiebung der Kraft-Ratio zwischen den Innenrotatoren und den Aussenrotatoren zeigt sich ein klares Ergebnis. In keiner der getesteten Ausgangsstellungen und weder für die dominante noch für die

nondominante Seite kam es zu einer signifikanten Verschiebung in den Kraftverhältnissen zwischen der Untersuchungsgruppe und der Kontrollgruppe.

Somit sehen wir die Nullhypothese in der Form, dass es zu keiner Verschiebung der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio der Hüftrotatoren durch den Fussball-Sport kommt, als bestätigt.

Die Hüftmuskulatur wird im Fussballsport sehr variabel beansprucht. Diese Variabilität der Bewegungen scheint so gross zu sein, dass sich keine Dysbalancen unter den Hüftrotatoren ausbilden können.

5.3 Das Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren bei der Gesamtheit aller Probanden

Im Verlauf der Studie zeigte sich bei den durchgeführten maximalen isometrischen Krafttests, dass im Gesamtkollektiv (beiden Gruppen zusammen) und in allen getesteten Positionen ($0^\circ/45^\circ/90^\circ$ Hüftflexion) die Kraft der Aussenrotatoren deutlich höher als die Kraft der Innenrotatoren war. Die nachträglich durchgeführte statistische Analyse an der Gesamtheit aller Probanden mit der Fragestellung nach dem grundsätzlichen Kraftverhältnis der Aussenrotatoren gegenüber den Innenrotatoren verifizierte diese Beobachtung. Bei den Werten der Kraft global ($0^\circ/45^\circ/90^\circ$ zusammen) zeigten sich signifikant kräftigere Aussenrotatoren im Vergleich zu den Innenrotatoren (AR/IR Kraft-Ratio von 1.18) im Kollektiv beider Gruppen. Diese Erkenntnis war vor allem deshalb von Bedeutung, weil sie sich kontrovers zu den bestehenden Studien in der Thematik der Kraft der Hüftrotatoren zeigt. Johnson et al. beschreiben in der Hüftflexion ein Kraftplus der Innenrotatoren, bei 40° Flexion ein ausgeglichenes Kraftverhältnis der Rotatoren und bei 10° Flexion des Hüftgelenks ein Kraftplus der Aussenrotatoren (17). Im Gegensatz zu diesen Erkenntnissen konnten wir im Kollektiv beider Gruppen in allen Gelenkstellungen ein Kraftplus der Hüftaussenrotatoren zeigen mit einer durchschnittlichen AR/IR Kraft-Ratio von 1.2.

Unsere Untersuchung hat, wie von Kapandji ebenfalls beobachtet, sowohl in der Fussballer- wie in der Nichtfussballergruppe kräftigere Aussenrotatoren als Innenrotatoren aufgezeigt (9). Auch Thorberg et al. konnten in ihrer Studie ein Kraftplus der Aussenrotatoren in voller Streckung aufzeigen (20).

Die Ergebnisse von Cahalan et al. (18) und Lindsay et al. (21) deuten jedoch in eine andere Richtung. Beide Studien zeigen signifikant stärkere Innenrotatoren als Aussenrotatoren (siehe Tabelle 13 mit dem Vergleich der Resultate der unterschiedlichen Studien).

Es stellt sich die Frage, wie es zu solch unterschiedlichen Ergebnissen in den genannten Studien kommen konnte. Eine mögliche Erklärung dieser differierenden Resultate könnte im unterschiedlichen Trainingszustand der Probanden zu finden sein. Die vorliegende Studie wurde mit Freizeitsportlern durchgeführt, die im Leistungsbereich aktiv sind. Die Probanden trainierten wöchentlichen 4.5 Stunden und zeigten eine hohe physische Fitness. Die genannten Studien (18)(17)(21)(20) wurden unseres Wissens nicht mit Sportlern durchgeführt. In Anbetracht dieses Faktors kann es unserer Meinung nach durchaus möglich sein, dass sich die durchwegs höheren Kraftwerte der Aussenrotatoren, sowohl in der Untersuchungsgruppe wie in der Kontrollgruppe unserer Studie, durch die ausgeprägte sportliche Beinbelastung erklären lässt. Dies würde bedeuten, dass, unabhängig der Belastungsart (Fussballer und Nichtfussballer), die aussenrotatorische Hüftmuskulatur bei erhöhter sportlicher Aktivität der unteren Extremität mehr gefordert und trainiert wird als die innenrotatorische Hüftmuskulatur. Was zu den deutlich höheren Kraftwerten der Aussenrotatoren im Kollektiv beider Gruppen unserer Studie geführt haben könnte.

Tabelle 13: Aufstellung von Studienergebnissen zur Krafttestung der Hüftrotatoren in differenten Hüftbeugewinkeln im Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studien. ARK=Aussenrotationskraft, IRK=Innenrotationskraft

Hüftbeugung	0°	10°	40°	60°	90°
Bohannon et al(19)					ARK-/IRK+
Johnson et al(17)		ARK+/IRK-	ARK=IRK		ARK-/IRK+
Cahalan et al(18)				ARK-/IRK+	
Thorborg et al(20)	ARK+ /IRK-				
Lindsay et al(21)	ARK-/IRK+				
<i>Unsere Ergebnisse:</i>	<i>ARK+ /IRK-</i>		<i>ARK+ /IRK-</i> <i>(45°)</i>		<i>ARK+ /IRK-</i>

5.4 Konsequenzen aus den Resultaten dieser Studie

Sollte sich die beobachtete Tendenz von kräftigeren Hüftrotatoren bei Fussballern durch weitere Studien mit signifikanten Werten bestätigen lassen, so müsste die Aufmerksamkeit im Fussballsport vermehrt auf die bisher nur stiefmütterlich behandelte Muskelgruppe der Hüftrotatoren gerichtet werden. Eine tendenziell kräftigere rotatorische Hüftmuskulatur bei

Fussballern deutet auf eine vermehrte Beanspruchung dieser Muskulatur im Fussballsport hin. Diese Erkenntnis würde eine grössere Beachtung dieser Muskelgruppe im Training und in der Rehabilitation rechtfertigen.

Da in unserer Untersuchung keine signifikanten Unterschiede zwischen der Untersuchungs- und der Kontrollgruppe bezüglich Aussenrotation-Innenrotations Force-Ratio aufgezeigt werden konnten, kann auf Grund unserer Daten die Hypothese einer Verschiebung der AR/IR Force Ratio durch jahrelanges Fussballspielen nicht bestätigt werden. Dies bedeutet auch, dass biomechanische Erklärungsmodelle für fussballertypische Hüft- und Leistenbeschwerden, die auf einer Verschiebung dieser AR-IR Force-Ratio basieren, auf Grund der Daten dieser Studie nicht untermauert werden können. Es scheint, dass das Muskelsystem der Becken-, Hüft-, und Beinregion im Fussballsport zu einem so variablen Einsatz kommt, dass sich keine Dysbalancen unter den Hüftrotatoren ausbilden können. Anders könnte sich die Situation im Falle von Verletzungen im Bereich der Hüftregion darstellen. Weitere Studien sollten sich mit der Thematik der Inzidenz von fussballertypischen Hüftverletzungen und möglicher Zusammenhänge mit dem Ausmass der Kraft der Hüftrotatoren beschäftigen.

5.5 Methodische Erkenntnisse und Limitierung der Studie

Das Ziel dieser Pilot-Studie bestand nicht nur im Erlangen von Antworten auf die Forschungsfragen. Zusätzlich sollten auch Fragen zur Machbarkeit bezüglich Probandenrekrutierung, Studiendesign und der Messmethodik abgeklärt werden (13) (14) (15). Bei der Probandenrekrutierung ist aufgrund unserer Erfahrungen auf eine homogene Stichprobe bezüglich der Intensität der beruflichen und sportlichen Belastung der unteren Extremität zu achten. Hierbei hat sich die von uns initiierte Skalierung der einseitig-rotatorischen Beinaktivität bewährt. Der genauen Aufnahme der anthropometrischen Daten (Hebelarme, Körpergewicht) ist eine hohe Beachtung zu schenken, da sich diese Werte über die beschriebenen Umrechnungsfaktoren massgebend auf die Resultate auswirken.

Bei unserer Studie bestehen einige methodische Schwachpunkte: Der Studienleiter war gleichzeitig der einzige Tester. Das Messprozedere hat sich grundsätzlich bewährt, jedoch muss berücksichtigt werden, dass bei Probanden, die hohe Kraftwerte reproduzieren können (höher als 120N) grundsätzlich die Messgenauigkeit abnimmt (40). Beim Studiendesign ist, in Anbetracht der statistischen Erkenntnisse aus dieser Pilotstudie, die Wahl einer grösseren Stichprobe zum Erlangen statistisch signifikanter Daten entscheidend.

6 Schlussfolgerung

Mit weiteren Studien unter Berücksichtigung grösserer Stichproben könnte der beobachtete Trend zu kräftigeren Hüftrotatoren in der Fussballergruppe möglicherweise untermauert werden.

Biomechanische Erklärungsmodelle zur Entstehung von fussballertypischen Hüft- und Leistenbeschwerden, die auf einer Veränderungen der AR/IR Kraft-Ratio basieren, müssen auf Grund der Resultate dieser vorliegenden Studie hinterfragt werden. Wir vermuten, dass vermehrte allgemeine sportliche Aktivität der unteren Extremität zu einer Verschiebung der AR/IR Kraft-Ratio in Richtung vermehrte Kraft der Aussenrotatoren führt, sowohl bei Fussballern wie bei Nichtfussballern.

Bei der Probandenrekrutierung ist auf eine homogene Stichprobe bezüglich der Intensität der beruflichen und sportlichen Belastung der unteren Extremität zu achten.

7 Literaturverzeichnis

1. Werner J, Hägglund M, Waldén M, Ekstrand J. UEFA injury study: a prospective study of hip and groin injuries in professional football over seven consecutive seasons. *Br J Sports Med.* Dezember 2009;43(13):1036–40.
2. Wong P, Hong Y. Soccer injury in the lower extremities. *Br J Sports Med.* August 2005;39(8):473–82.
3. Cetin C, Sekir U, Yildiz Y, Aydin T, Ors F, Kalyon TA. Chronic groin pain in an amateur soccer player. *Br J Sports Med.* April 2004;38(2):223–4.
4. Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am J Sports Med.* Juni 2011;39(6):1226–32.
5. Gerhardt MB, Romero AA, Silvers HJ, Harris DJ, Watanabe D, Mandelbaum BR. The prevalence of radiographic hip abnormalities in elite soccer players. *Am J Sports Med.* März 2012;40(3):584–8.
6. Nunome H, Asai T, Ikegami Y, Sakurai S. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Med Sci Sports Exerc.* Dezember 2002;34(12):2028–36.
7. Lees A, Asai T, Andersen TB, Nunome H, Sterzing T. The biomechanics of kicking in soccer: a review. *J Sports Sci.* Juni 2010;28(8):805–17.
8. Klein-Vogelbach S. FBL Klein-Vogelbach functional kinetics: die Grundlagen ; Bewegungsanalyse, Untersuchung, Behandlung. Heidelberg: Springer; 2007.
9. Kapandji IA. Funktionelle Anatomie der Gelenke : schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Stuttgart: Enke; 1993.
10. Comerford M, Mottram S. Kinetic control : the management of uncontrolled movement. Chatswood, N.S.W.: Elsevier Australia; 2012.
11. Sahrman S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. St. Louis: Mosby; 2002.
12. Lee D, Lee L-J, Vleeming A. The pelvic girdle: an integration of clinical expertise and research. Edinburgh; New York: Elsevier/Churchill Livingstone; 2011.
13. Thabane L, Ma J, Chu R, Cheng J, Ismaila A, Rios LP, u. a. A tutorial on pilot studies: the what, why and how. *BMC Med Res Methodol.* 2010;10:1.
14. Arain M, Campbell MJ, Cooper CL, Lancaster GA. What is a pilot or feasibility study? A review of current practice and editorial policy. *BMC Med Res Methodol.* 2010;10:67.
15. Des Jarlais DC, Lyles C, Crepaz N. Improving the reporting quality of nonrandomized evaluations of behavioral and public health interventions: the TREND statement. *Am J Public Health.* März 2004;94(3):361–6.
16. Kendall FP, MacCreary EK, Provance PG, Schierenberg C. Muskeln : Funktionen und Tests. Lübeck; Stuttgart; Jena; Ulm: G. Fischer; 1998.
17. Johnson S, Hoffman M. Isometric hip-rotator torque production at varying degrees of hip flexion. *J Sport Rehabil.* Februar 2010;19(1):12–20.
18. Cahalan TD, Johnson ME, Liu S, Chao EY. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clin Orthop.* September 1989;(246):136–45.
19. Bohannon R, Vigneault J, Rizzo J. Hip external and internal rotation strength: consistency over time and between sides. *Isokinet Exerc Sci.* Juni 2008;16(2):107–11.
20. Thorborg K, Bandholm T, Schick M, Jensen J, Hölmich P. Hip strength assessment using handheld dynamometry is subject to intertester bias when testers are of different sex and strength. *Scand J Med Sci Sports.* 2011;n/a–n/a.

21. Lindsay DM, Maitland M, Lowe RC, Kane TJ. Comparison of isokinetic internal and external hip rotation torques using different testing positions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;16(1):43–50.
22. Lewis CL, Sahrman SA, Moran DW. Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. *J Biomech.* 2007;40(16):3725–31.
23. Cibulka MT, Strube MJ, Meier D, Selsor M, Wheatley C, Wilson NG, u. a. Symmetrical and asymmetrical hip rotation and its relationship to hip rotator muscle strength. *Clin Biomech Bristol Avon.* Januar 2010;25(1):56–62.
24. Robinson G, Hine AL, Richards PJ, Heron CW. MRI abnormalities of the external rotator muscles of the hip. *Clin Radiol.* März 2005;60(3):401–6.
25. Bandholm T, Thorborg K, Andersson E, Larsen T, Toftdahl M, Bencke J, u. a. Increased external hip-rotation strength relates to reduced dynamic knee control in females: paradox or adaptation? *Scand J Med Sci Sports.* Dezember 2011;21(6):e215–221.
26. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* November 2003;33(11):671–6.
27. Casartelli NC, Maffiuletti NA, Item-Glatthorn JF, Staehli S, Bizzini M, Impellizzeri FM, u. a. Hip muscle weakness in patients with symptomatic femoroacetabular impingement. *Osteoarthritis Cartilage.* Juli 2011;19(7):816–21.
28. Hanna CM, Fulcher ML, Elley CR, Moyes SA. Normative values of hip strength in adult male association football players assessed by handheld dynamometry. *J Sci Med Sport Sports Med Aust.* Mai 2010;13(3):299–303.
29. Thorborg K, Serner A, Petersen J, Madsen TM, Magnusson P, Hölmich P. Hip adduction and abduction strength profiles in elite soccer players: implications for clinical evaluation of hip adductor muscle recovery after injury. *Am J Sports Med.* Januar 2011;39(1):121–6.
30. Thorborg K, Couppé C, Petersen J, Magnusson SP, Hölmich P. Eccentric hip adduction and abduction strength in elite soccer players and matched controls: a cross-sectional study. *Br J Sports Med.* Januar 2011;45(1):10–3.
31. Crow JF, Pearce AJ, Veale JP, VanderWesthuizen D, Coburn PT, Pizzari T. Hip adductor muscle strength is reduced preceding and during the onset of groin pain in elite junior Australian football players. *J Sci Med Sport Sports Med Aust.* März 2010;13(2):202–4.
32. Hoshikawa Y, Iida T, Ii N, Muramatsu M, Nakajima Y, Chumank K, u. a. Cross-sectional area of psoas major muscle and hip flexion strength in youth soccer players. *Eur J Appl Physiol.* Oktober 2012;112(10):3487–94.
33. Hrysonmallis C. Hip adductors' strength, flexibility, and injury risk. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc.* August 2009;23(5):1514–7.
34. Arnason A, Sigurdsson SB, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med.* Februar 2004;32(1 Suppl):5S–16S.
35. Johnson AC, Shaman MA, Ryan TG. Femoroacetabular impingement in former high-level youth soccer players. *Am J Sports Med.* Juni 2012;40(6):1342–6.
36. Sapega AA. Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg Am.* Dezember 1990;72(10):1562–74.
37. Maffiuletti NA. Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am.* Januar 2010;92(1):220–9.
38. Bohannon RW. Hand-held dynamometry: factors influencing reliability and validity. *Clin Rehabil.* August 1997;11(3):263–4.
39. Hébert LJ, Maltais DB, Lepage C, Saulnier J, Crête M, Perron M. Isometric muscle strength in youth assessed by hand-held dynamometry: a feasibility, reliability, and validity study. *Pediatr Phys Ther Off Publ Sect Pediatr Am Phys Ther Assoc.* 2011;23(3):289–99.
40. Wikholm JB, Bohannon RW. Hand-held Dynamometer Measurements: Tester

Strength Makes a Difference. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;13(4):191–8.

41. Rid A, Schmidt H. [The newly revised Declaration of Helsinki: what do the changes mean from an ethical perspective?]. *Dtsch Med Wochenschr* 1946. Dezember

2009;134(49):2525–8.

42. Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH. Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil.* Januar 2007;88(1):37–42.

43. McCall RP, Weltecke M. Hals über Kopf Die Physik des menschlichen Körpers.

Darmstadt: Primus; 2011.

44. Jaric S. Muscle strength testing: use of normalisation for body size. *Sports Med Auckl*

NZ. 2002;32(10):615–31.

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Primäre Hüftinnenrotatoren, tiefer Anteil: M. gluteus medius, M. gluteus minimus (Bildquelle: http://depts.washington.edu/msatlas/214.html , 29.7.2013).....	8
Abbildung 2: Primäre Innenrotatoren des Hüftgelenkes: M. tensor fasciae latae (Bildquelle: http://depts.washington.edu/msatlas/204.html , 29.7.2013)	8
Abbildung 3: Primäre Aussenrotatoren des Hüftgelenkes: M. piriformis, M. gemelli superior, M. gemelli inferior, M. quadratus femoris, M. obturatorius internus (Bildquelle: http://depts.washington.edu/msatlas/216.html , 29.7.2013)	9
Abbildung 4: Primäre Aussenrotatoren des Hüftgelenkes: M. obturatorius externus (Bildquelle: http://depts.washington.edu/msatlas/207.html , 29.7.2013).....	10
Abbildung 5: Das handgehaltene Kraftmessgerät IMADA RZP-1000	18
Abbildung 6: Messpunkte zur Bestimmung der Hebelarmlänge.....	22
Abbildung 7: Lagerung und Fixation in der Testausgangsstellung 0° Hüftflexion.....	24
Abbildung 8: Lagerung der Beine in 0° Abduktion/Adduktion durch Polsterung zwischen den Oberschenkeln.	24
Abbildung 9: Das Dreieck-Brett ermöglicht die korrekte Lagerung der Hüft in 45° und 90° Flexion.....	25
Abbildung 10: Korrekte Lagerung und Fixation in der 45° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von der Seite	26
Abbildung 11: Korrekte Lagerung und Fixation in der 45° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von vorne	26
Abbildung 12: Korrekte Lagerung und Fixation in der 90° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von der Seite	27
Abbildung 13: Korrekte Lagerung und Fixation in der 90° Hüftflexions-Ausgangsstellung, Blick von vorne	28
Abbildung 14: Positionierung der Druckpelotte 5cm proximal des Malleolus lateralis.....	29
Abbildung 15: Handhaltung des Gerätes und Schrittstellung des Testers zur besseren Stabilisation der Kräfte, Ausgangsstellung 0° Hüftflexion	29
Abbildung 16: Handhaltung des Gerätes und Positionierung des Testers bei der Kraftmessung der Innenrotatoren in der Ausgangsstellung 45° Hüftflexion	30
Abbildung 17 Handhaltung des Gerätes und Positionierung des Testers bei der Kraftmessung der Aussenrotatoren am linken Bein in der Ausgangsstellung 90° Hüftflexion.....	30
Abbildung 18: Darstellung der maximalen isometrischen Kraftteste in 0° Hüftflexion. Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter mit Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.....	35
Abbildung 19 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG=Untersuchungsgruppe, KG= Kontrollgruppe.	36
Abbildung 20 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	36
Abbildung 21 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	37
Abbildung 22 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 0° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	37

Abbildung 23: Darstellung der maximalen isometrischen Krafttests in 45° Hüftflexion. Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter mit Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.....	39
Abbildung 24 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	39
Abbildung 25 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	40
Abbildung 26 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	40
Abbildung 27 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 45° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite, UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	41
Abbildung 28: Darstellung der maximalen isometrischen Krafttests in 90° Hüftflexion. Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter mit Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.....	42
Abbildung 29 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	43
Abbildung 30 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	43
Abbildung 31 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	44
Abbildung 32 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position 90° Hüftflexion, Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	44
Abbildung 33: Darstellung der maximalen isometrischen Krafttests global (0°/45°/90° Hüftflexion zusammen). Y-Achse: (Nm/kg) Newtonmeter/Körpergewichtskorrektur. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.....	46
Abbildung 34 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global (0°/45°/90° Hüftflexion), Krafttest in die Aussenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	46
Abbildung 35 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global (0°/45°/90° Hüftflexion), Krafttest in die Aussenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	47
Abbildung 36 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global (0°/45°/90° Hüftflexion), Krafttest in die Innenrotation auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	47
Abbildung 37 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten in der Position global (0°/45°/90° Hüftflexion), Krafttest in die Innenrotation auf der dominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.....	48
Abbildung 38: Graphische Darstellung der statistischen Daten der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio im Vergleich aller Testpositionen. Y-Achse: Höhe der AR/IR Kraft-Ratio. Die blaue Linie im Balken gibt die Standardabweichung an.....	49
Abbildung 39: Vergleich der Mittelwerte der Messparameter in den verschiedenen Testausgangsstellungen des Hüftgelenkes (0°/45°/90° Hüftflexion).....	49

Abbildung 40 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 0° Hüftflexion für die nondominate Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	50
Abbildung 41 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 0° Hüftflexion für die dominate Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	50
Abbildung 42 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 45° Hüftflexion für die nondominate Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	51
Abbildung 43 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 45° Hüftflexion für die dominate Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	51
Abbildung 44 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 90° Hüftflexion für die nondominate Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	52
Abbildung 45 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten für die Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio in der Testposition 90° Hüftflexion für die dominate Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	52
Abbildung 46 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten bei der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio für die globalen Werte (0°/45°/90° zusammen) auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	53
Abbildung 47 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten bei der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio für die globalen Werte (0°/45°/90° zusammen) auf der nondominanten Seite. UG = Untersuchungsgruppe, KG = Kontrollgruppe.	53
Abbildung 48: Graphische Darstellung des Vergleichs der Kraft der Aussenrotatoren gegenüber der Innenrotatoren auf der dominanten Seite in der Fussballer- und Nicht-Fussballergruppe zusammen.	54
Abbildung 49 a) und b): Darstellung der Verteilungslage der Daten beim Vergleich der Kraft der Aussenrotatoren mit der Kraft der Innenrotatoren in beiden Stichprobe = 60 (beide Gruppen zusammen plus dom und nondom Bein = 30x2=60)	55

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Aufstellung von Studienergebnissen betreffend Kraftverhältnissen der Hüftrotatoren in differenten Hüftbeugewinkeln. ARK=Aussenrotationskraft, IRK=Innenrotationskraft	11
Tabelle 2 : Übersicht über die Probandendaten: Arithmetische Mittelwerte und einfache Standardabweichungen (\pm)	16
Tabelle 3: Einschlusskriterien der Untersuchungs- und Kontrollgruppe.....	17
Tabelle 4: Ausschlusskriterien der Untersuchungs- und Kontrollgruppe.....	17
Tabelle 5: Skalierung der asymmetrisch-rotatorischen Beinaktivität	21
Tabelle 6: Übersicht über die Testbatterie, die Testreihenfolge erfolgte gemäss Randomisierungsverfahren.....	32
Tabelle 7: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftaussenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren in 0° Hüftflexion.....	35
Tabelle 8: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftaussenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren in 45° Hüftflexion.....	38
Tabelle 9: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftaussenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren in 90° Hüftflexion.....	42
Tabelle 10: Darstellung der statistischen Daten der Kraftmessungen in Nm/kg der Hüftaussenrotatoren und der Hüftinnenrotatoren global (0°/45°/90° Hüftflexion).....	45
Tabelle 11: Darstellung der statistischen Daten der Aussenrotations/Innenrotations Kraft-Ratio im Vergleich aller Testpositionen.	48
Tabelle 12: Statistische Daten des Vergleichs der Kraft in Nm/kg der Aussenrotatoren mit der Kraft der Innenrotatoren im Kollektiv beider Gruppen	54
Tabelle 13: Aufstellung von Studienergebnissen zur Krafttestung der Hüftrotatoren in differenten Hüftbeugewinkeln im Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studien. ARK=Aussenrotationskraft, IRK=Innenrotationskraft.....	58

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Realisierung dieser Arbeit unterstützt haben. Im Speziellen geht mein Dank an Herrn Professor Dr. med. Niklaus F. Friederich sowie an Frau Manuela Rohner, PT, MPTSc.

Ebenso möchte ich mich bei den teilnehmenden Sportlern und Trainern für die Partizipation an diesem Projekt bedanken.