

BACHELORARBEIT II

Titel der Bachelorarbeit

**Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf Muskelaktivität des
M. gluteus maximus und Gangbild**

Verfasser

Anna Nitz & Laura Schönmaier

angestrebter Akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, 2017

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang

PT 15

Betreuerin / Betreuer :

Barbara Wondrasch, PT, PhD

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und mich auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient habe.

Dieses Bachelorarbeitsthema habe ich bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

.....
Datum

.....
Unterschrift (Nitz)

.....
Datum

.....
Unterschrift (Schönmaier)

I. Abstract

Auswirkungen des S.E.R.F. Gurts auf Muskelaktivität des M. gluteus maximus und Gangbild

Einleitung: Eine Veränderung in der Kinematik der unteren Extremität, wie es beim dynamischen Knievalgus der Fall ist, führt oft zu Fehlbelastungen und in weiterer Folge zu verschiedensten Beschwerdebildern wie z.B.: dem Patellofemorale Schmerzsyndrom oder einer vorderen Kreuzbandruptur. Ein Grund für den dynamischen Knievalgus kann eine Schwäche der Glutealmuskulatur sein. Um herkömmliche Therapieansätze zu unterstützen, wurde der S.E.R.F. Gurt entwickelt. Dieser soll den Femur passiv in eine Außenrotationsstellung bringen und damit zu einer verbesserten Aktivität der Hüftmuskulatur, verringerten Achsenfehlstellung und somit zu einer Entlastung des Kniegelenks führen. Ziel dieser Studie ist es, die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurts auf M. gluteus maximus Aktivität und ausgewählte Gangparameter zu erheben, um eine potentielle Nutzung des Gurtes als Therapiemaßnahme bei PatientInnen mit Kniebeschwerden zu eruieren.

Methodik: Für diese Pilotstudie wurden 8 Probandinnen mit dynamischem Knievalgus analysiert. Gemessen wurden die Muskelaktivität des M. gluteus maximus und die Gangparameter Schrittlänge, -breite, -frequenz sowie der centerpoint of pressure und die Fußrotation während des Gehens. Für die Erhebung der Daten wurden ein EMG-Messgerät und Bodenreaktionskraftmessplatten verwendet. Durchgeführt wurde diese Studie in zwei Messdurchgängen zu einem Messzeitpunkt, wobei die Probandinnen jeweils einen Messdurchgang ohne und einen mit S.E.R.F. Gurt absolvierten.

Ergebnisse: Es konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Muskelaktivität des M. gluteus maximus und den ausgewählten Gangparametern durch den S.E.R.F. Gurt festgestellt werden.

Schlussfolgerung: Da keine signifikante Verbesserung der GMAX Aktivität im Gehen stattgefunden hat, wird angenommen, dass anspruchsvollere Aktivitäten besser geeignet für die Verwendung des S.E.R.F. Gurt wären. Durch den S.E.R.F. Gurt konnte jedoch bei einzelnen Probandinnen eine deutliche Verbesserung der GMAX Aktivität festgestellt. Daher wird angenommen, dass der S.E.R.F. Gurt nicht bei allen Personen als ergänzendes Therapiemittel zu empfehlen ist, einige PatientInnen jedoch von dem Gurt profitieren könnten. Außerdem kann gesagt werden, dass der Gurt nur einen sehr geringen Einfluss-

auf das Gangbild hat, da keine signifikanten Veränderungen der Gangparameter festgestellt wurden.

I. Abstract

The effects of the S.E.R.F. strap on M. gluteus maximus activity and on gait pattern

Introduction: A change in the kinematics of the lower extremity, as seen by the dynamic knee valgus, often leads to different kinds of knee pathologies, for example the patello-femoral pain syndrome or the anterior cruciate ligament injury. A weakness of the hip muscles may be a cause of the dynamic valgus. To support common therapy methods, the S.E.R.F. strap was invented. Its aim is to put the femur in external rotation and therefore to lead to a higher activity of the M. gluteus maximus, a reduced malposition of the lower limb axle and furthermore to a relief of the tibiofemoral joint. The aim of the study is to investigate the effects of the S.E.R.F. strap on the M. gluteus maximus activity and selected gait parameters, to determine a potential utilization as a therapy method in patients with knee pathologies.

Methods: Eight subjects displaying dynamic knee valgus were analyzed in this pilot study. The activity of the M. gluteus maximus together with step length, -width, and -frequency as well as the centerpoint of pressure and the foot rotation was investigated. Data were measured by EMG and ground reaction force plates. This study was held in two measurement runs at one timepoint. The subjects passed one run with and the second without the S.E.R.F. strap.

Results: The difference in the activation of the M. gluteus maximus failed to reach significance, so does the difference in step length, -width, and -frequency as well as centerpoint of pressure and also the foot rotation.

Conclusion: Because there was no significant change in the activation of the M. gluteus maximus during walking, it was assumed, that some more demanding activities would be better suitable for the usage of the S.E.R.F. strap. Even if there was no significant difference in the GMAX activation for all probands, some of them had shown a good improvement of their GMAX activation. This leads to the presumption, that some patients would benefit more from the strap than others. Furthermore it is suspected, that the S.E.R.F. strap has no great impact on gait patterns, due to the non significant findings of the gait parameters.

II. Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung (A.N. & L.S.).....	1
1.1.	Biomechanik des dynamischen Knievalgus (A.N.)	2
1.2.	Pathologien des Kniegelenks aufgrund des dynamischen Knievalgus (L.S.)	3
1.2.1	Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB)	3
1.2.2	Iliotibiales Bandsyndrom (ITBS)	4
1.2.3	Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS).....	5
1.3.	Beschreibung S.E.R.F. Gurt (L.S.).....	5
1.4.	Der physiologische Gang (A.N.).....	6
1.5.	Die Gangphasen im Detail (A.N.).....	8
1.5.1	Kinematik und Kinetik der Standbeinphase	8
1.5.2	Kinematik und Kinetik der Schwungbeinphase	9
1.6.	Druckverteilung des Fußes (A.N.).....	11
1.7.	Auswirkungen des dynamischen Knievalgus auf die Gangparameter (A.N.).....	12
1.8.	Rolle der Hüftmuskulatur (L.S.).....	13
1.8.1	Hüftmuskulatur Frauen.....	14
1.9.	Der M. gluteus maximus (GMAX) (L.S.).....	15
1.10.	Der M. gluteus Maximus und der Gang (L.S.).....	15
1.10.1	Standbeinphase	16
1.10.2	Schwungbeinphase	17
1.11.	Forschungsfrage und Hypothesenbildung (A.N. & L.S.).....	17
2.	Methodik.....	19
2.1	Studiendesign/Studienverlauf (A.N.).....	19
2.2	ProbandInnen (L.S.).....	20
2.3	Verwendete Geräte (A.N. & L.S.)	23
2.4	Erhobene Gangparameter (A.N.)	23
2.4.1.	Spurbreite.....	23

2.4.2.	Schrittlänge	23
2.4.3.	Schrittfrequenz	24
2.4.4.	Center of pressure.....	24
2.5	Ablauf der Messungen (L.S.).....	25
2.5.1	Anlage EMG-Elektroden am M. gluteus maximus.....	26
2.5.2	Ablauf der Messdurchgänge.....	27
2.5.3	Anlage Gurt.....	29
2.6	Datenaufarbeitung (L.S.)	30
2.7	Evaluierung des Gurtes (A.N.).....	31
2.8	Statistik (L.S.).....	31
3.	Ergebnisse.....	34
3.1	Ergebnisse EMG-Messung des M. gluteus maximus	34
3.2	Ergebnisse Fragebogen.....	36
3.3	Ergebnisse der Gangparameter	38
3.4	Ergebnisse Fußrotation	47
3.5	Ergebnisse Center of Pressure	51
4.	Diskussion	58
4.1	Interpretation.....	58
4.2	Vergleich zu anderen Studien	64
4.3	Klinische Relevanz.....	66
4.4	Limitationen.....	67
5.	Zusammenfassung und Ausblick	70
5.1	Zusammenfassung.....	70
5.2	Ausblick	71
6.	Literaturverzeichnis.....	73
7.	Anhang	82

III. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Abb. Dynamischer Knievalgus mit den Komponenten: Innenrotation des Femurs, Abduktion der Tibia und einer Eversion/ Pronation des Fußes (Hewett, 2005)....	3
Abbildung 2: Unterteilung des Gangzyklus (Götz-Neumann, 2016, S.27)	11
Abbildung 3 Knee to ankle separation ratio: Hier ergibt sich ein Wert von 1,62; ein Wert größer als 1 wird als Knievarusstellung angesehen	21
Abbildung 4: Knee to ankle separation ratio: Hier ergibt sich ein Wert von 0,88; ein Wert kleiner als 1 wird als dynamischer Knievalgus angesehen.....	21
Abbildung 5: Die ermittelten KASR-Werte der Probandinnen.....	22
Abbildung 6: Auszug der Aufnahmen des KASR.....	22
Abbildung 7: Gangzyklus, Schrittlänge, Schrittbreite (Götz-Neumann, 2016, S.25).....	24
Abbildung 8: Anlage der Elektroden am M. gluteus maximus.....	27
Abbildung 9: erster Messdurchgang ohne S.E.R.F. Gurt.....	28
Abbildung 10: zweiter Messdurchgang mit S.E.R.F. Gurt.....	28
Abbildung 11: Anlage des S.E.R.F. Gurtes	29
Abbildung 12: Boxplotdiagramm der EMG-Daten.....	32
Abbildung 13: durchschnittliche GMAX Aktivität mit und ohne Gurt.....	35
Abbildung 14: Die Unterschiede der GMAX Aktivität der einzelnen Probandinnen.....	36
Abbildung 15: Evaluierung der Trainingsnutzung des S.E.R.F. Gurtes	37
Abbildung 16: Evaluierung der Alltagsnutzung des S.E.R.F. Gurtes	37
Abbildung 17:Unterschiede der Schrittlänge re der einzelnen Probandinnen	39
Abbildung 18: durchschnittliche Schrittlänge re mit und ohne Gurt.....	39
Abbildung 19: Unterschiede der Schrittlänge li der einzelnen Probandinnen.....	41
Abbildung 20:Unterschiede der Schrittbreite der einzelnen Probandinnen	43
Abbildung 21: durchschnittliche Schrittbreite mit und ohne Gurt	43
Abbildung 22: Unterschiede der Schrittfrequenz der einzelnen Probandinnen	45
Abbildung 23:durchschnittliche Schrittfrequenz mit und ohne Gurt.....	45

Abbildung 24:Unterschiede der Dauer der Standphase der einzelnen Probandinnen	47
Abbildung 25:durchschnittliche Dauer der Standphase re mit und ohne Gurt.....	47
Abbildung 26:Unterschiede der Fußrotation re der einzelnen Probandinnen.....	49
Abbildung 27:durchschnittliche Fußrotation re mit und ohne Gurt	49
Abbildung 28:Unterschiede der Fußrotation li der einzelnen Probandinnen	51
Abbildung 29:durchschnittliche Fußrotation li mit und ohne Gurt.....	51
Abbildung 30:Unterschiede der Länge der Ganglinie der einzelnen Probandinnen	53
Abbildung 31:durchschnittliche Länge der Ganglinie mit und ohne Gurt	53
Abbildung 32:Unterschiede der Ant/Post Position der einzelnen Probandinnen.....	55
Abbildung 33:durchschnittliche Ant/Post Position mit und ohne Gurt	55
Abbildung 34:Unterschiede der Seitlichen Verschiebung des COPs der einzelnen Probandinnen	57
Abbildung 35:durchschnittliche Position der Seitlichen Verschiebung des COPs mit und ohne Gurt.....	57

IV. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zeit und Ablaufplan dieser Arbeit/Studie.....	19
Tabelle 2: die personenbezogenen Daten der teilnehmenden Probandinnen im Durchschnitt.....	21
Tabelle 3: EMG Mittelwerte plus Standardabweichung in %MVC	34
Tabelle 4: Ergebnis der Gurtevaluierung.....	36
Tabelle 5: Mittelwerte der Schrittlänge re in cm plus Standardabweichung	38
Tabelle 6:Mittelwerte der Schrittlänge li plus SD, in cm.....	40
Tabelle 7: durchschnittliche Schrittlänge li mit und ohne Gurt	41
Tabelle 8: Mittelwerte der Schrittweite plus SD, in cm	42
Tabelle 9:Mittelwerte der Schrittfrequenz plus SD.....	44
Tabelle 10:Mittelwerte der Dauer der Standphase plus SD, in %	46
Tabelle 11:Mittelwerte der Fußrotation re plus SD, in Grad.....	48
Tabelle 12: Mittelwerte der Fußrotation li plus SD, in Grad	50
Tabelle 13:Mittelwerte der durchschnittlichen Länge der Ganglinie plus SD, in mm	52
Tabelle 14:Mittelwerte der Ant/Post Verlagerung des COP Schnittpunktes plus SD, in mm	54
Tabelle 15:Mittelwerte der Seitlichen Verlagerung des COP Schnittpunktes plus SD, in mm	56

V. Abkürzungsverzeichnis

IC	Initial contact
LR	Loading response
MSt	Mid stance
TSt	Terminal stance
PSw	Pre-swing
ISw	Initial swing
MSw	Mid swing
TSw	Terminal swing
VKB	Vorderes Kreuzband
ITBS	Iliotibiales Bandsyndrom
PFSS	Patellofemorales Schmerzsyndrom
GMAX	Musculus gluteus maximus
EMG	Elektromyographie
SD	Standardabweichung
OG	ohne Gurt
MG	mit Gurt

Vorwort

An dieser Stelle möchten wir uns bei all jenen, die uns beim Verfassen unserer Bachelorarbeit unterstützten sowie Geduld und Verständnis schenkten, bedanken.

Ein besonderes Dankeschön geht unter anderem an unsere Probandinnen. Sie waren bereit uns freiwillig einen Teil Ihrer Zeit zu widmen.

Des Weiteren gilt ein Dankeschön unsere Betreuerin Barbara Wondrasch, PT, PhD die uns vor allem beim Vorbereitungs- und Planungsprozess dieser Studie behilflich war. Zusätzlich danken wir unserem FH_Prof. Dr. Brian Horsak, der uns bei der Handhabung der Messgeräte zur Seite stand.

Besonders bedanken möchten wir uns außerdem bei unseren Familien, Freunden und Kollegen und Kolleginnen. Sie standen von Beginn des Studiums hinter uns und unterstützten uns nicht nur beim Verfassen unserer Bachelorarbeit, sondern während unserer gesamten Ausbildung.

1. Einleitung (A.N. & L.S.)

Das Knie ist das verletzungsanfälligste Gelenk der unteren Extremität (Powers, 2010). Da Patienten durch Kniebeschwerden häufig im Alltag und im Sport eingeschränkt sind, ist es notwendig potentielle Risikofaktoren für die Entstehung eines Kniesyndroms oder einer Knieverletzung zu kennen und zu erkennen. Knieprobleme machen sich nicht nur bei hohen, sondern häufig bereits während alltäglicher Belastungen wie z.B. dem Gehen bemerkbar.

Studien zeigen, dass ein dynamischer Knievalgus des Femurs und damit verbundene Fehlbelastungen der unteren Extremität zu Pathologien wie einem Patellofemorale Schmerzsyndrom, Iliotibialen Bandsyndrom oder einer vorderen Kreuzbandruptur führen können (Hewett et al., 2005; Markolf et al., 1995; Myer et al., 2010; Noehren, Davis, & Hamill, 2007). Ein dynamischer Knievalgus setzt sich aus folgenden Komponenten zusammen: einer Adduktion im Hüftgelenk mit einer Innenrotation des Femurs, woraus sich weiterlaufend eine Abduktion der Tibia in Kombination mit einer Pronation des Fußes ergibt (Powers, 2010).

Ein Grund für den dynamischen Knievalgus kann eine Schwäche der Glutealmuskulatur sein. Es existieren bereits gut etablierte Therapiekonzepte um einem dynamischen Knievalgus entgegenzuwirken, unter anderem wurde bewiesen, dass ein gezieltes Training der Hüftmuskulatur Verbesserungen der Symptome erzielen kann (Dolak et al., 2011; Fukuda et al., 2012; Nakagawa et al., 2008). Um diesen herkömmlichen Therapieansatz zu unterstützen, wurde der S.E.R.F.Gurt entwickelt. Der S.E.R.F. Gurt soll den Femur passiv in eine Außenrotationsstellung bringen und damit zu einer verbesserten Kontrolle der Hüftmuskulatur, verringerten Achsenfehlstellung und dadurch zu einer Entlastung des Kniegelenks führen. Kann die Hypothese bestätigt werden, könnte der Gurt als zusätzliches Therapiegerät in den Praxisalltag integriert werden und zur Ursachenbehebung von Pathologien, die auf eine Schwäche der Hüftmuskulatur zurückzuführen sind, beitragen.

Eine Pilotstudie durchgeführt von (Souza, Powers, & Selkowitz, 2007) konnte bereits gute Ergebnisse in Hinblick auf Schmerzsenkung, Muskelaktivität und verringerte Achsenfehlstellung zeigen. Um die Resultate dieser Studie zu bekräftigen, werden im Rahmen dieser Arbeit weitere Messungen durchgeführt. Um den theoretischen Hintergrund dieser Arbeit zu erläutern wird in den folgenden Kapiteln ein Überblick über die Problematik des dynamischen Knievalgus und seine Auswirkungen gegeben. Weiters wird auf den Gang und

die Rolle der Hüftmuskulatur, insbesondere des M. gluteus maximus, bei Kniegelenksproblematiken eingegangen.

1.1. Biomechanik des dynamischen Knievalgus (A.N.)

Knieverletzungen gehören zu den häufigsten Verletzungen der unteren Extremität. Vor allem Sportarten mit Stop-and-go-Bewegungen, Richtungswechseln, Sprüngen und Landungen stellen hohe Anforderungen an den Körper und sind somit prädestiniert für Verletzungen (Hootman, Dick, & Agel, 2007). Traumen des Tibiofemoralgelenks sind multifaktoriell bedingt. Immer häufiger schreibt man proximalen Faktoren die Ursache für die Entstehung solcher Verletzungen zu. Eine exzessive Adduktion und Innenrotation im Hüftgelenk während gewichtstragenden Aktivitäten kann die gesamte Kinematik der unteren Extremität beeinflussen. Die exzessive Adduktion in Kombination mit der vermehrten Innenrotation verlagert das Zentrum des Tibiofemoralgelenks nach medial in Relation zum Fuß. Da der Fuß jedoch während gewichtstragenden Aktivitäten am Boden fixiert ist kommt es zu einer nach medial gerichteten Bewegung des Tibiofemoralgelenks und in weiterer Folge zu einer Abduktion der Tibia mit einer Pronation des Fußes, dem sogenannten dynamischen Knievalgus (Powers, 2010). Exzessive mediale Bewegungen des Schwerpunkts des Tibiofemoralgelenks, wie es zum Beispiel beim einbeinigen Landen von Sprüngen der Fall ist, verschieben den Bodenreaktionskraftvektor nach lateral und kreieren somit ein Valgusmoment im Knie, durch welchen vor allem die medialen Strukturen unter Stress gesetzt werden, insbesondere das vordere Kreuzband (Powers, 2010).

Man nimmt an, dass der Knievalgus eine wesentliche Rolle bei verschiedenen Knieverletzungen spielt, unter anderem bei der Ruptur des vorderen Kreuzbandes (Hewett et al., 2005), jedoch auch bei Überlastungssyndromen wie dem patellofemorale Schmerzsyndrom und dem Iliotibialen Bandsyndrom (Powers, 2010).

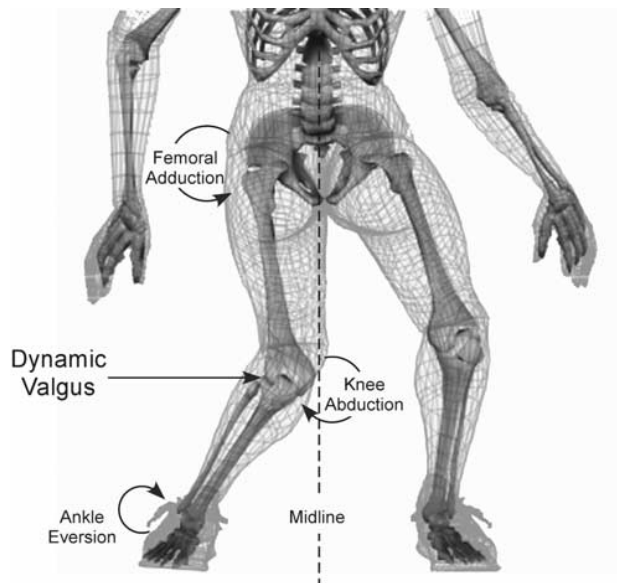


Abbildung 1 Abb. Dynamischer Knievalgus mit den Komponenten: Innenrotation des Femurs, Abduktion der Tibia und einer Eversion/ Pronation des Fußes (Hewett, 2005)

1.2. Pathologien des Kniegelenks aufgrund des dynamischen Knievalgus (L.S.)

1.2.1 Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB)

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes ist die häufigste Verletzung des Kniegelenks (Hootman et al., 2007). Zu einer Ruptur kommt es, wenn die externen Kräfte stärker sind als das Ligament selbst. In-vitro Studien von Markolf et al. (1995) zeigten, dass die größte Belastung auf das VKB bei kombinierten frontalen und transversalen Gelenkbewegungen und anterioreren Schwebbewegungen der Tibia zustande kommt. Markolf et al. (1995) (Hewett et al., 2005) behaupten, dass ein vergrößerter Valgusmoment im Kniegelenk zu einer VKB-Ruptur führen könnte. Vor allem der valgus collapse, ein dynamischer Valgisierungsmechanismus im Tibiofemoralgelenk in der sagittalen sowie frontalen Ebene, der bei Stopps, Richtungswechseln und Landungen zustande kommen kann, gilt als besonderer Risikofaktor (Quatman & Hewett, 2009).

Krosshaug et al. (2007) beschreiben zu dem Valgusmoment eine Knieextension zwischen 0 und 30 Grad mit einer externen Tibiarotation als Ausgleich der Innenrotation des Femurs bei einem fixierten Fuß als häufigen Verletzungsmechanismus. Auch Mandelbaum et al. (2005) beschreiben den valgus collapse als einen häufigen Verletzungsme-

chanismus des vorderen Kreuzbands. Durch die gesteigerte Adduktion in der Hüfte, die Innenrotation des Femurs und die damit einhergehende Abduktion der Tibia mit einer exzessiven Pronation des Fußes wird das vordere Kreuzband deutlich unter Stress gesetzt. Wenn zusätzlich die Bodenreaktionskräfte nach medial wirken, kann es zu einer Ruptur des Kreuzbandes kommen. Videostudien von (Olsen, Myklebust, Engebretsen, & Bahr, 2004) zeigten den dynamischen Valguskollaps als Hauptursache einer vorderen Kreuzbandruptur bei Handballspielerinnen, während Krosshaug et al. (2007) ein um 5,3-fach erhöhtes Risiko eines valgus collapse bei Frauen im Basketballsport im Vergleich zu einer männlichen Kontrollgruppe feststellte. In einer weiteren Studie von (Quatman & Hewett, 2009) wurden AthletInnen vor ihrer Wettkampfsaison gescreent und es zeigte sich, dass AthletInnen, die im Laufe der Saison eine Kreuzbandverletzung erlitten, bereits beim Screening einen höheren Knievalgus aufwiesen, als AthletInnen, die unverletzt blieben.

1.2.2 Iliotibiales Bandsyndrom (ITBS)

ITBS ist eine bekannte Ursache von Knieschmerzen und das zweithäufigste Überbelastungssyndrom bei Läufern und Läuferinnen (Taunton et al., 2002).

Das iliotibiale Band (ITB), auch bekannt unter den Namen Tractus iliotibialis geht aus der Fascia lata hervor; Fasern des M. gluteus maximus und des M. tensor fascia lata strahlen in es ein. Der Tractus iliotibialis fasst einige Zentimeter Breite und setzt am lateralen Tibiakondyl am Tuberculum von Gerdy an (Platzer, 2013).

Die Spannung des iliotibialen Bandes wird durch transversale Bewegungen im Kniegelenk beeinflusst. Da das ITB durch seinen Ursprung an der proximalen Tibia sowie durch einige Fasern am distalen Femur fixiert ist, gelangt durch eine Innenrotation des Femurs vermehrte Belastung auf den distalen Anteil des Bandes (Powers, 2010).

Noehren et al. (2007) fanden in einer prospektiven Studie, an der 100 Läuferinnen teilnahmen, dass der Hauptgrund für eine Entwicklung eines ITBS eine exzessive Hüftadduktion in Kombination mit einer Innenrotation des Femurs ist. Die Behauptungen von Noehren et al.(2007) werden durch (Ferber, Noehren, Hamill, & Davis, 2010) unterstützt, die bei LäuferInnen mit bekannter Problematik eines ITBS einen signifikant größeren Hüftadduktionsmoment feststellten, als bei LäuferInnen ohne Vorgeschichte.

1.2.3 Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS)

Das patellofemorale Schmerzsyndrom, auch bekannt als anteriorer Knieschmerz, hat eine hohe Prävalenz unter jungen Sportlern, insbesondere jungen Sportlerinnen. Die Entstehung eines PFSS ist multifaktoriell bedingt durch verschiedene Fehlfunktionen der unteren Extremität (Barton, Levinger, Menz, & Webster, 2009).

Myer et al. (2010) beobachtete High-School-Basketballspielerinnen über einen längeren Zeitraum. Da alle Athletinnen die ein PFSS entwickelten, einen dynamischen Knievalgus zeigten, schloss er daraus, dass der dynamische Valgus einer der Hauptursachen für die Entstehung eines PFSS sein könnte.

Personen mit diagnostiziertem PFSS zeigen eine Abweichung in der Biomechanik der unteren Extremität, am häufigsten zeigt sich eine vermehrte Hüftinnenrotation und Hüftadduktion (Souza & Powers, 2009)(Willson & Davis, 2008).

(Souza, Draper, Fredericson, & Powers, 2010) führten dynamische MRI (=Magnetic resonance imaging) - Messungen des Patellofemoralengelenks durch und konstatierten, dass die Abweichungen in der Biomechanik auf eine exzessive Innenrotation des Femurs zurückzuführen seien, die eine Rotation der Patella nach lateral zur Folge hat.

Es wird angenommen, dass die transversalen und frontalen Rotationen einen Einfluss auf die Kontaktfläche des patellofemoralen Gelenkes haben; des Weiteren sollen sie Stress auf das Gelenk ausüben und somit die Symptome des PFSS hervorrufen (Besier, Gold, Delp, Fredericson, & Beaupré, 2008).

1.3. Beschreibung S.E.R.F. Gurt (L.S.)

Der S.E.R.F. Gurt steht für „stability through external rotation of the femur“ und ist eine orthopädische Schiene, die von der Firma Don Joy orthopaedics in Zusammenarbeit mit Dr. Powers an der Universität in Kalifornien entwickelt wurde, um Patienten mit patellofemoralen Schmerzen im Alltag und im Sport zu unterstützen. Bedingt durch seinen Entwickler wird der S.E.R.F. Gurt teilweise auch „Powers strap“ genannt. Der Gurt soll den Femur passiv in eine Außenrotation bringen und somit zu einer Entlastung des Kniegelenkes führen und ist daher speziell für PatientInnen, die eine vermehrte Innenrotation und Adduktion in der Hüfte nicht muskulär kompensieren beziehungsweise stabilisieren können, ein geeignetes Therapiegerät.

Durch die indizierte Außenrotation kommt es zu einer Annäherung der Glutealmuskulatur. Da die Muskeln in der Annäherung leichter Kraft entwickeln können, können sie durch

den Gurt wieder funktionell arbeiten. Somit soll ein Trainingseffekt der Glutealmuskulatur erreicht werden.

Der S.E.R.F. Gurt besteht aus einem elastischen, leichten und luftdurchlässigen Material und wurde designt, um unter oder oberhalb der Kleidung getragen zu werden. Der Gurt verläuft von der Oberkante der Tibia über den Femur knapp oberhalb des Kniegelenks nach proximal zum Becken, durch angebrachte Klettverschlüsse kann der Gurt beliebig angepasst und fixiert werden. *Die Anlage muss mit starkem Zug erfolgen, damit die somit indizierte vermehrte Außenrotation die Aktivität der Hüftmuskeln durch dessen Annäherung verbessern kann.* Außerdem soll die durch den Gurt hervorgerufene Außenrotation für eine veränderte Biomechanik im Kniegelenk¹ sorgen. Souza, Powers, & Selkowitz (2007) wiesen bereits erste positive Effekte des Gurtes in einer klein angelegten Studie nach. Die Auswirkungen des Gurtes bei Personen mit diagnostiziertem PFSS wurden während eines Step-Down-Manövers, bei der Landung von einem Drop-Jump sowie während des Laufens gemessen. So fanden sie, dass sich die M. gluteusaktivität um 178% steigerte, die Probanden um 50% weniger Schmerzangaben und sich die Innenrotation des Femurs signifikant verkleinerte. Jedoch wurde diese Studie durch die sehr kleine Probandenanzahl von 5 Personen limitiert, daher sind die gewonnenen Ergebnisse zu hinterfragen. Weitere Studien zum S.E.R.F. Gurt bezogen sich auf den Grad des Knievalgus sowie der Schmerzsenkung (Herrington, 2013) oder auf die Hüft- und Knieinnenrotation in der Standbeinphase während dem Laufen (Greuel, Herrington, Liu, & Jones, 2017). Beide Studien lieferten positive Ergebnisse, so konnte bei der Studie von (Herrington, 2013) eine deutliche Schmerzsenkung erzielt werden sowie eine signifikante Verminderung des Knievalgus, welche jedoch von den Autoren hinterfragt wurde. (Greuel et al., 2017) fanden eine signifikante Veränderung der Hüft- und Knieinnenrotation und zeigten somit, dass der S.E.R.F. Gurt das Potential besitzt, die Biomechanik des Hüft- sowie auch des Kniegelenkes zu beeinflussen.

1.4. Der physiologische Gang (A.N.)

Mobilität ist für den Menschen sehr bedeutsam, da es die aktive Teilnahme am Leben, innerhalb sowie außerhalb des Wohnbereiches, gewährleistet (Klein-Vogelbach, 2014, S. 136). Das Gehen ermöglicht uns, sich mit selbstbestimmter Geschwindigkeit und Zielrichtung fortzubewegen und ist ein sehr komplexer Bewegungsablauf. Es erfordert das Zusammenspiel einzelner Gelenkbewegungen, selektiv gesteuerte Muskelaktivität sowie

¹ Quelle: Donjoy orthopaedics http://www.djoglobal.eu/de_DE/S-E-R-F-Strap-.html Zugriff am 27.4.2017 18:22

die Fähigkeit, einzelne Positionen wahrzunehmen (Götz-Neumann, 2016, S. 6). Das Erscheinungsbild des menschlichen Ganges ist durch den Einfluss von körperlichen Gegebenheiten, kognitiver und motorischer Entwicklung, verschiedenen Lebensumständen und Verhaltensweisen geprägt und ist aus diesen Gründen folglich sehr individuell (Götz-Neumann, 2016, S. 21).

Der Begriff „Gangzyklus“ definiert die ablaufenden Aktivitäten, welche zwischen dem ersten Bodenkontakt der Ferse und dem nächsten Kontakt der ipsilateralen Ferse mit dem Boden stattfinden. Er wird unterteilt in eine Stand- und eine Schwungbeinphase, wobei der Standbeinphase 60 Prozent und der Schwungbeinphase 40 Prozent des gesamten Zyklus zugeordnet werden können. Zusätzlich werden die Stand- und die Schwungbeinphase in weitere Teilphasen unterteilt (Beckers, Deckers, 1997, S. 18) und erfüllen folgende, für die Fortbewegung wichtige, Aufgaben: Gewichtsübernahme, Einbeinstand und Schwungbeinvorwärtsbewegung (Götz-Neumann, 2016, S. 31). Eine bildliche Übersicht dazu ist in Abbildung 1 ersichtlich.

Gewichtsübernahme

Gewichtsübernahme ist die schwierigste Aufgabe während des Gangzyklus. Das Körpergewicht muss schlagartig auf jenes Bein verlagert werden, das noch einen Moment zuvor den Vorwärtsschwung beendete und deshalb, zu diesem Zeitpunkt noch instabil ist (Götz-Neumann, 2016, S. 31).

Einbeinstand

Diese Phase beginnt, wenn das kontralaterale Bein vom Boden abhebt und endet mit dem Initial Contact des kontralateralen Beines. Während der Körper über das Standbein hinfert bewegt wird, trägt dieses, das auch als Referenzbein bezeichnet wird, das gesamte Körpergewicht und muss zusätzlich für die Aufrechterhaltung der Vorwärtsbewegung sorgen. Das gesamte Gewicht des Körpers wird Richtung Metatarsophalangealgelenke verschoben und die Ferse verliert den Kontakt zum Boden (Götz-Neumann, 2016, S. 32).

Schwungbeinvorwärtsbewegung

Bereits am Ende der Standbeinphase, dem sogenannten Pre-swing, wird das Bein auf die in der darauffolgenden Phase gebrauchte Position vorbereitet. Das Bein wird vom Fußboden gelöst und ohne Gewicht am Körper vorbei nach vorne bewegt. Die Schwungbeinvorwärtsbewegung endet durch die Extension des Kniegelenkes, wodurch auch das Bein auf die nachfolgende Phase, den Initial Contact und somit auf den Beginn der Standbeinphase, vorbereitet ist (Götz-Neumann, 2016, S. 32).

1.5. Die Gangphasen im Detail (A.N.)

1.5.1 Kinematik und Kinetik der Standbeinphase

Da es den Rahmen dieser Arbeit sprengen würde alle, für ein physiologisches und ökonomisches Gangbild, wichtigen Komponenten, zu erläutern, wird lediglich auf die Bereiche Becken/Hüfte, Knie und Fuß im Hinblick auf ihre Gelenksstellungen eingegangen. Zudem wird in dieser Arbeit die Terminologie nach Ranchos-Los-Amigos verwendet (Götz-Neumann, 2016, S. 25).

Initial contact (IC, 0% des Gangzyklus)

Der Beginn der Standbeinphase ist der Initial contact. Seine Aufgaben bestehen in der Gewährleistung der Vorwärtsbewegung, der Stabilität und der Stoßdämpfung. Der Initial contact beginnt mit dem ersten Auftreffen der Ferse auf dem Boden. Da der Fuß zu Beginn dieser Phase aus ungefähr einem Zentimeter über dem Boden aus einem freiem Fall auf den Untergrund trifft, kommt es zur Entwicklung einer flüchtigen, aber starken Bodenreaktionskraft, welche in weiterer Folge zu Gelenksinstabilitätslagen des Sprung- und Hüftgelenkes sowie des Rumpfes führt. Zu den Stellungen der einzelnen Gelenke werden laut Götz et al. folgende Angaben gemacht: Das Hüftgelenk befindet sich in 20 Grad Beugung, das Kniegelenk ist fünf Grad flektiert und im oberen Sprunggelenk findet man eine Neutral-Null-Stellung. Auch im Subtalargelenk besteht eine Neutral-Null- bis leichte Inversionsstellung (Götz-Neumann, 2016, S. 58)

Loading response (LR, 0-12% Gangzyklus)

Um zu verhindern, dass es durch das Aufkommen des Körpergewichtes zu starken Erschütterungen im ganzen Körper kommt, wird der Stoß, der durch den plötzlich auftretenden Bodenkontakt und die Gewichtsverlagerung auf das Standbein ausgelöst wurde, abgefangen. Dies geschieht durch den sogenannten Heel rocker (das Senken des Fußes flach zum Boden), der im Knie-, Sprung- und Subtalargelenk stoßdämpfende Mechanismen hervorruft. Die Stellung des Hüftgelenkes hat sich dabei nicht verändert; es liegen immer noch 20 Grad Flexion vor. Die Beugung im Kniegelenk steigt auf 15 Grad und das obere Sprunggelenk befindet sich in fünf Grad Plantarflexion. Im Subtalargelenk findet man eine Eversion des Kalkaneus von fünf Grad, wodurch es weiterlaufend zu einer subtalaren Pronation kommt. Die Metatarsophalangealgelenke befinden sich in Neutral-Null-Stellung (Götz-Neumann, 2016, S. 59-60).

Mid stance (MSt, 12-31% Gangzyklus)

Hier muss das ganze Körpergewicht von einem Bein getragen werden und der Körper wird kontrolliert über das Standbein hinweg nach vorne bewegt. Das Hüftgelenk befindet sich nun in Neutral-Null-Stellung und das Kniegelenk, wie schon im ersten Abschnitt der Standbeinphase, dem Initial contact, in fünf Grad Flexion. Im oberen Sprunggelenk kommt es zu einer 5-gradigen Dorsalextension und einer Verringerung der Eversion des Kalkaneus im Subtalargelenk. Die Metatarsophalangealgelenke befinden sich weiterhin in Neutral-Null-Stellung (Götz-Neumann, 2016, S. 60-61).

Terminal stance (TSt, 31-50% Gangzyklus)

Die Ferse verliert den Kontakt zum Boden und der Körperschwerpunkt wird über die Unterstützungsfläche des Vorfußes hinaus verschoben. Durch eine Verringerung der Eversion im Subtalaren Gelenk, kommt es zur Verriegelung des Fußes und das Körpergewicht wird über die Köpfe der Metatarsophalangealgelenke abgerollt. Zudem kommt es in dieser Phase des Gangzyklus zu einer Vorwärtsbewegung. Laut Perry (1992) ist die zentrale Komponente dieser Vorwärtsbewegung, dass der Körperschwerpunkt weit außerhalb der Unterstützungsfläche liegt und dadurch nach vorne fällt. Zudem fördert das sich im Terminal Swing befindende Schwungbein durch seinen nach vorne, oben gerichteten Aufschwung die Beschleunigung des Körpers nach vorne. Die Stellung des Hüftgelenkes sollte circa 20 Grad Hyperextension betragen. Im Kniegelenk findet man fünf Grad Flexion und im oberen Sprunggelenk 10 Grad Dorsalextension. Die Eversion im Subtalargelenk reduziert sich auf zwei Grad, wobei sich die Stellung der Metatarsophalangealgelenke von der vorherigen Neutral-Null-Stellung zu 30 Grad Extension ändert (Götz-Neumann, 2016, S. 62).

1.5.2 Kinematik und Kinetik der Schwungbeinphase

Die einzelnen Teilphasen der Schwungbeinvorwärtsbewegung sind durch folgende drei Faktoren gekennzeichnet: die Ablösung des Fußes vom Boden, die Vorwärtsbewegung und die Vorbereitung des Beines auf die erneut folgende Standbeinphase (Götz-Neumann, 2016, S. 63).

Pre-swing (PSw, 50-62 % des Gangzyklus)

Es kommt zur Entlastung des Beines und durch eine rasche, große Flexion des Kniegelenks zur Vorbereitung auf die Schwungphase. Das Körpergewicht wird über den Vorfuß nach vorne transportiert und zur gleichen Zeit auf das andere Bein übertragen. Die Zehen

behalten noch Bodenkontakt. Da das kontralaterale Bein sich zu dieser Zeit gerade im Initial contact/Loading response befindet und somit beide Beine Kontakt zum Boden haben, wird dieser Abschnitt auch als terminale doppelt unterstützte Standbeinphase bezeichnet. Funktionell betrachtet wird sie aber zu den Schwungphasen gezählt, da bereits mehr als die Hälfte der Knieflexion für die nachfolgende Phase, den Initial swing, hier erbracht wird (Perry, 1992, zitiert nach Götz-Neumann, 2016, S. 63). Laut Powers (1999) handelt es sich dabei um die sogenannte „intersegmentale Dynamik“. Durch die Flexionsbewegung im Hüftgelenk kommt es in weiterer Folge zu einer Flexion im Kniegelenk (zitiert nach Götz-Neumann, 2016, S. 63). Das Hüftgelenk befindet sich immer noch in sichtbarer Hyperextension, doch nur noch in 10-gradiger. Im Kniegelenk findet man 40 Grad Flexion. Das obere Sprunggelenk steht in 15 Grad Plantarflexion und das Subtalargelenk in Neutral-Null-Stellung. Die Metatarsophalangealgelenke befinden sich in 60-gradiger Dorsalextension (Götz-Neumann, 2016, S. 63).

Initial swing (ISw, 62-75% des Gangzyklus)

In dieser Phase wird der Fuß vollständig vom Boden abgehoben. Sie wird auch als Beschleunigungsphase bezeichnet, da sich das gesamte Bein laut Perry (1992) binnen 0,1 Sekunden nach vorne bewegt. Durch die vorangegangene Phase befindet sich das Sprunggelenk noch immer in geringer Plantarflexion. Das Abheben und die Bewegung des Beines nach vorne wird somit beinahe ausschließlich durch die Flexionsstellung des Knie- und Hüftgelenkes ermöglicht. Im Hüftgelenk findet man 15 Grad, im Kniegelenk circa 60 Grad Flexion. Das obere Sprunggelenk befindet sich in fünf Grad Plantarflexion und das Subtalargelenk weiterhin in Neutral-Null-Stellung. Auch die Metatarsophalangealgelenke befinden sich nun in Neutral-Null-Position (Götz-Neumann, 2016, S. 64).

Mid swing (MSw, 75-87 % des Gangzyklus)

In diesem Abschnitt kommt es bei neutraler Position des Beckens und fortlaufender Flexion im Hüftgelenk zu einer beginnenden Extension im Kniegelenk. Das Bein schwingt am Standbein vorbei nach vorne. Der Fuß ist noch etwa 1 cm über dem Boden und die Position der Tibia ist senkrecht zum Untergrund. Sowohl im Hüft- als auch im Kniegelenk findet man 25 Grad Flexion. Das obere Sprunggelenk, das Subtalargelenk sowie die Metatarsophalangealgelenke befinden sich in Neutral-Null-Stellung (Götz-Neumann, 2016, S. 64-65).

Terminal swing (TSw, 87-100% des Gangzyklus)

Terminal swing ist der Übergang zwischen Stand- und Schwungbeinphase. Hier wird das Bein auf die folgende Standbeinphase vorbereitet. Im Hüftgelenk bleibt es bei einer Flexionsstellung während sich im Kniegelenk die Extension Richtung Neutral-Null-Stellung verstärkt. Der Fuß ist weit vor dem Körper positioniert und somit in optimaler Ausgangsstellung für den nachfolgenden Kontakt der Ferse mit dem Boden. Das Hüftgelenk befindet sich in 20 Grad Flexion während das Kniegelenk eine Neutral-Null-Stellung bis hin zu fünf Grad Flexion aufweisen kann. Das ober Sprunggelenk steht in Neutral-Null-Stellung, sowie das Subtalargelenk, bei dem zusätzlich eine leichte Inversion vorhanden ist. Die Metatarsophalangealgelenke befinden sich 0-25 Grad Extension (Götz-Neumann, 2016, S. 65-66).

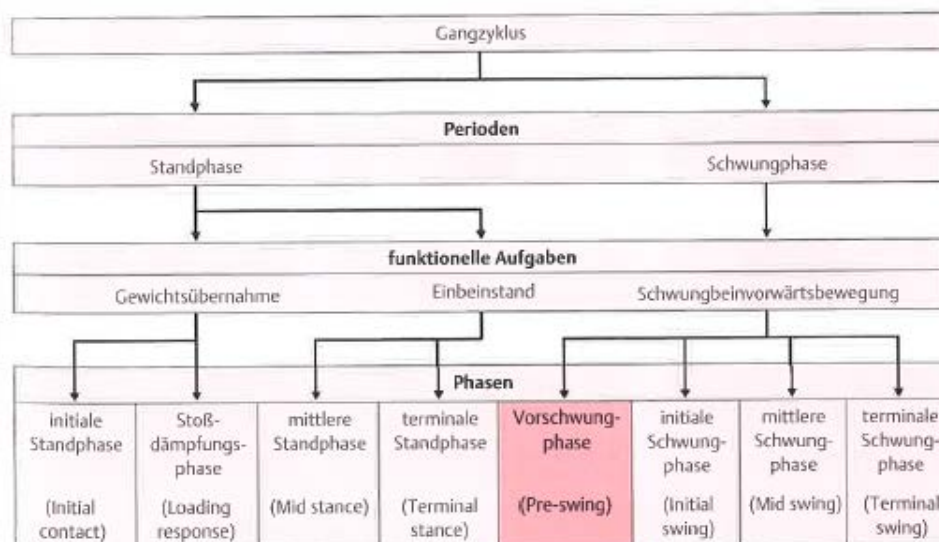


Abbildung 2: Unterteilung des Gangzyklus (Götz-Neumann, 2016, S.27)

1.6. Druckverteilung des Fußes (A.N.)

Der Druck, der durch das Körpergewicht auf das Plantargewebe des Standbeines übertragen wird, ist abhängig von der Größe der Gewichtsbelastung und von der mit dem Fuß in Berührung stehender Fläche. Beim Beginn der Standbeinphase, dem Initial Contact, kommt es innerhalb von 0,05 Sekunden zur Übertragung von 70-100% des gesamten Körpergewichts auf einen lediglich kleinen Bereich posterior-lateral des Kalkaneus (Inman, 1981, zitiert nach Götz-Neumann, 2016, S. 76-77). Es ist der höchste Druck, der

während des Gangzyklus auf das Plantargewebe des Fußes ausgeübt wird, und wird somit als Maximaldruck mit 100% angegeben. Nachdem der Erstkontakt zwischen Ferse und Boden hergestellt worden ist, kommt es zu einer Vergrößerung und Verschiebung der Belastungsfläche unter das Zentrum des Kalkaneus. Durch die Vergrößerung kommt es wiederum zu einer Verminderung des Druckes auf 33% in Bezug auf den Maximaldruck (Cavanagh & Ae, 1980). Vergleicht man die Druckbelastung der Ferse mit der des lateralen mittleren Fußes, beträgt jene des Mittelfußes nur ein Drittel. Die Druckbelastung liegt bei ca. 10% (Soames, 1985). In der letzten Standbeinphase, dem Terminal stance, ist die auf die Metatarsalköpfe wirkende Belastung stark von Knochenbau und Biomechanik jeder einzelnen Person abhängig. Überblicksmäßig befinden sich die Druckangaben hier zwischen 60 und 100 Prozent, die Köpfe des zweiten und dritten Metatarsalknochens sind dabei der höchsten Belastung ausgesetzt. Die in der Literatur dazu angegebenen Werte variieren jedoch stark (Grieve & Rashdi, 1984). Auch die einwirkenden Druckbelastungen auf die Zehen sind sehr verschieden. Am Hallux lastet der größte Druck. Im Vergleich zu jenem an der Ferse beträgt er 30-55 Prozent (Soames, 1985). Unter der Kleinzehe kommt es zur geringsten Druckentwicklung. Er beträgt lediglich die Hälfte der am 3. Metatarsalkopf auftretende Belastung (Collis & Jayson, 1972).

In der Literatur wird in den meisten Fällen vermehrt ein allgemeiner Überblick über die Fußdruckverteilung während des Ganges gegeben, nicht aber, wie sich dieser in den einzelnen Phasen spezifisch verändert, was unter anderem daran liegt, dass dies sehr individuell sein kann.

1.7. Auswirkungen des dynamischen Knievalgus auf die Gangparameter (A.N.)

In der Literatur findet man keine Angaben über die direkten Auswirkungen des dynamischen Knievalgus auf einzelne Gangparameter. Jedoch beschäftigten sich etliche Studien mit den Auswirkungen verschiedener Pathologien, die unter anderem auf einen dynamischen Knievalgus zurückzuführen sind. Ein Beispiel dafür wäre das PFSS.

Um sich möglichst ökonomisch und weggewinnend fortbewegen zu können, ist es nötig, dass die Beuge-Streck-Achsen der Hüft-, Knie- und Großzehengrundgelenke in einem rechten Winkel zur Fortbewegungsrichtung eingeordnet sind. Kommt es hier zu Abweichungen, wie zum Beispiel durch eine vermehrte Medial- oder Lateralrotation der Femurkondylen, werden üblicherweise die passiven Strukturen des Kniegelenks überstrapaziert (Klein-Vogelbach, 2014, S. 140). Liegt eine Pathologie der unteren Extremität, zum Bei-

spiel ein PFSS, vor, hat dies also häufig große Auswirkungen auf das Gangbild der Betroffenen.

Arazpour et al. (2016) beschäftigten sich in ihrem Literatur Review mit den Auswirkungen des PFSS auf diverse Gangparameter. Sie beschreiben, dass in drei ihrer verwendeten Studien eine verminderte Kadenz bei Personen mit PFSS gemessen wurde. Der Durchschnitt lag bei 74, 101 und 114 Schritten pro Minute. Der Vergleichswert der Schrittfrequenz bei gesunden Personen wird mit 121 Schritten pro Minute angegeben. Bei gesunden Erwachsenen beträgt die Schrittlänge zwischen 0,56m und 1,1m und die Länge eines Gangzyklus in etwa 1,32m bis 1,48m. Im Hinblick auf letzteres wird erwähnt, dass keine signifikanten Unterschiede bei normaler Gehgeschwindigkeit festgestellt werden konnten. Bei hohem Gangtempo hingegen zeigte sich ein signifikanter Unterschied. Die durchschnittliche Länge des Gangzyklus bei Personen ohne PFSS betrug 1,62m, während sie bei Betroffenen lediglich 1,46m betrug.

Außerdem wird angenommen, dass sich durch die vermehrte Pronation des Fußes, welche weiterlaufend aus dem dynamischen Knievalgus resultiert, der center point of pressure geringfügig medialer befindet im Vergleich zur physiologischen Druckverteilung. Eine Studie von Aliberti et al. (2011), in welcher die Auswirkung von PFPS auf die Fußdruckverteilung erhoben wurde, konnte ebenfalls signifikante Ergebnisse liefern. Beim Initial Contact zeigten Personen mit PFPS, medial und zentral im hinteren Bereich des Fußes, eine größere Kontaktfläche verglichen mit der Norm. Im Mid Stance war diese am medialen und lateralen Bereich des Vorfußes sowie in der Abdruckphase am lateralen Bereich des Vorfußes stärker ausgeprägt.

1.8. Rolle der Hüftmuskulatur (L.S.)

Es handelt sich bei einem dynamischen Knievalgus um keine knöcherne Deformität; er kommt bei aktiven Bewegungen zustande und ist daher auf eine schlechte Stabilisierung der zuständigen Muskulatur zurückzuführen (Kirsten Götz-Neumann, 2015). Da eine vermehrte Innenrotation des Femurs als proximale Komponente des dynamischen Valgus gilt, wird angenommen dass vor allem die Hüftmuskulatur, welche einer übermäßigen Innenrotation entgegen wirken sollte, bei Personen mit dynamischem Valgus Defizite aufweist. Diese Annahme wird durch die Studie von (Claiborne, Armstrong, Gandhi, & Pincivero, 2006) bestätigt, die eine signifikante Korrelation zwischen schwacher Hüftmuskulatur und dem dynamischen Knievalgus beschreiben.

Sichtbar wird der dynamische Knievalgus bei allen aktiven gewichtstragenden Bewegungen, wie zum Beispiel beim Gehen. Das Landen von beidbeinigen Sprüngen ist komplexer und anspruchsvoller als normales Gehen und erfordert somit noch mehr Aktivität der Hüftextensoren und -außenrotatoren. Ist diese nicht ausreichend vorhanden, kommt es zu einer abnormalen Belastung des Tibiofemoralgelenks (Souza & Powers, 2009).

Da der dynamische Knievalgus, wie oben beschrieben, eine häufige Ursache für diverse Kniebeschwerden sein kann, wurden etliche Studien durchgeführt, um eine Korrelation zwischen einer schwachen Hüftmuskulatur und verschiedenen Pathologien des Tibiofemoralgelenks zu identifizieren. So wurde durch Rowe et al. (2007) eine signifikante Schwäche des M. gluteus maximus bei Patienten mit Kniebeschwerden ermittelt. (Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2003) untersuchten den Zusammenhang zwischen einer Hüftmuskulaturschwäche und dem Patellofemorale Schmerzsyndrom. Sie stellten fest, dass Personen mit PFSS um 26% schwächere Hüftabduktoren sowie um 36% schwächere Hüftaußenrotatoren im Vergleich zu gesunden, asymptomatischen Personen aufwiesen. Auch Baldon et al. (2009) konnten eine signifikante Schwäche der Hüftabduktoren bei Personen mit patellofemorale Schmerzen identifizieren, während (Bolgia, Malone, Umberger, & Uhl, 2011) eine zusätzliche Abduktorenschwäche entdeckten. Klinische Beweise lieferten außerdem Fredericson et al. (2000). Sie verglichen die Kraft der Hüftabduktoren und -außenrotatoren zwischen gesundem und betroffenem Bein von Langstreckläufern sowie mit einer asymptomatischen Kontrollgruppe. Hier zeigte sich, dass die symptomatische Seite wesentlich schwächer war, verglichen mit der unauffälligen Seite und der Kontrollgruppe. Nach einem 6-wöchigen Rehabilitationsprogramm mit gezieltem Hüftmuskulaturtraining, waren 92% der mit ITBS diagnostizierten Läufer zu einem schmerzfreien Laufen fähig; nach 6 Monaten konnten sogar alle Läufer wieder ihren vollen Trainingsumfang bestreiten.

1.8.1 Hüftmuskulatur Frauen

Etliche Studien zeigen, dass Frauen aufgrund unterschiedlicher Ursachen wie Genetik, Hormonhaushalt etc. eher zu Knieverletzungen neigen als Männer. Dabei spielt unter anderem die unterschiedliche Anatomie von Frauen eine Rolle, so behaupten (Hewett, Myer, & Ford, 2006), dass ein breiteres Becken sowie ein daraus resultierender vergrößerter Q-Winkel zu einer höheren Verletzungsquote beitragen. Laut (Silvers & Mandelbaum, 2007) besitzen Frauen ein schmaleres VKB sowie eine kleinere Area intercondylaris; durch diese Raumverengung wird weiterer Stress auf die Bänder erzeugt. Auch wird Frauen eine erhöhte Laxität der Bänder und der Muskulatur zugesprochen. (Vaishya &

Hasija, 2009) konnten bei Patientinnen mit VKB Rupturen eine signifikant erhöhte Laxität des gesamten Kniegelenks feststellen. Weiters belegte die Studie von (Silvers & Mandelbaum, 2007), dass Frauen deutlich weniger Knieflexion jedoch einen erhöhten Valgusmoment bei der Landung aufweisen. Zudem zeigen sie eine erhöhte Quadrizepsaktivität kombiniert mit einer verringerten Hamstringsaktivität und verspäteten Rekrutierung. Somit ist vor allem während des initial contact die dynamische Stabilisierung des Tibiofemoralgelenk herabgesetzt.

Diese Resultate lassen mit dem Wissen, welchen wichtigen Einfluss die Hüftmuskulatur auf das Kniegelenk und somit auch auf die Entstehung diverser Pathologien hat, vermuten, dass Frauen häufiger zu einer Hüftmuskulaturschwäche tendieren als Männer. Diese Annahme wird durch folgende Ergebnisse bekräftigt: So konnten auch Kim et al. (2011) geringere Hüftmuskulaturaktivitätsspitzen sowie eine verlängerte Reaktionszeit bei Frauen im Vergleich zur männlichen Population feststellen. Zazulak et al. (2005) analysierten anhand von EMG-Messungen M. gluteus maximus Aktivitäten bei Collegeathleten während eines drop jumps. Es konnte eine verminderte M. GLUTEUS MAXIMUS Aktivität bei den Probandinnen festgestellt werden, welche sich signifikant von den Werten der männlichen Teilnehmer unterschied.

1.9. Der M. gluteus maximus (GMAX) (L.S.)

Der M. gluteus maximus ist der größte Muskel der unteren Extremität (Ward, Eng, Smallwood, & Lieber, 2009). Man unterteilt ihn in zwei Anteile, einen oberflächlichen, der seinen Ursprung an der crista iliaca, spina iliaca, Fascia thoracolumbalis, dem Os sacrum und dem Os coccygis findet, und einen tiefe Anteil, der von der Ala ossi, dem Ligamentum sacrotuberale sowie von der Faszie des M. gluteus medius entspringt. Proximal strahlt der M. gluteus maximus in den Tractus iliotibialis ein, der distale Anteil setzt an der Tuberositas glutea des Femurs an.

Seine Hauptfunktion ist die Extension sowie die Außenrotation im Hüftgelenk (Werner Platzer, 2013). Außerdem stabilisiert er durch den Ansatz am Tractus iliotibialis die Hüfte sowie das Knie in der Sagittalebene (Drake, Vogl, & Mitchell, 2007). Bei einer verringerten Aktivität des M. gluteus maximus kommt es zu einer vermehrten Innenrotation des Femurs, welche zu Fehlbelastungen der unteren Extremität führen und somit Beschwerden hervorrufen kann.

1.10. Der M. gluteus maximus und der Gang (L.S.)

Die wichtigste Aufgabe des M. gluteus maximus ist zu Beginn der Standbeinphase. Durch seine Kontraktion extendiert er das Hüftgelenk, stabilisiert das Becken und verhindert einen medialen Kollaps des Beines (Kirsten Götz-Neumann, 2015). Des Weiteren wurde festgestellt, dass er auch eine Rolle bei der Unterstützung des Rumpfes einnimmt, indem er bei dessen Beschleunigung nach vorne mitwirkt (Neptune, Zajac, & Kautz, 2004).

(Liu, Anderson, Schwartz, & Delp, 2008) untersuchten die Auswirkungen der Gehgeschwindigkeit auf die Muskelbeteiligung und fanden eine direkt proportionale Steigerung der M. gluteus maximus Aktivität bei erhöhtem Gangtempo. (Sasaki & Neptune, 2010) stellten fest, dass, obwohl es keine direkte Verbindung zwischen dem M. gluteus maximus und dem Kniegelenk gibt, dieser einen signifikanten Einfluss auf die Kniegelenkskräfte hat.

Für die M. gluteus maximus Aktivität während dem Gehen gibt es keine Norm- beziehungsweise Referenzwerte, da die jeweiligen Aktivitäten stark von Person zu Person variieren. Allgemein ist jedoch Gehen eine Tätigkeit mit einer eher geringeren M. gluteus maximus Aktivität, verglichen mit Aktionen wie Stiegen steigen, Springen, etc.

Da der M. gluteus maximus je nach Gangphase verschiedene Aufgaben übernimmt, wird kurz auf die einzelnen Gangphasen Bezug genommen.

1.10.1 Standbeinphase

Initial contact

Der GMAX ist beim Initial contact zusammen mit allen Hüftextensoren aktiv und bereitet sich auf die stabilisierende, stoßdämpfende Funktion vor. Zusätzlich kontrolliert er gemeinsam mit der ischiocruralen Muskulatur das Flexionsdrehmoment der Hüfte (Kirsten Götz-Neumann, 2015).

Loading response

Laut Anderson und Pandy (2003) sorgt der M. gluteus maximus zusammen mit den Sprunggelenksdorsalextensoren, den Vastii und dem M. gluteus medius und minimus für die größte Unterstützung in dieser Phase. Nach dem Aufkommen des Fußes, jedoch noch bevor das kontralaterale Bein abhebt, arbeitet primär der GMAX.

Zusammen mit allen Hüftextensoren wird dem Flexionsdrehmoment entgegengewirkt. Die unteren Fasern des M. gluteus maximus arbeiten eingelenkig mit höchster Aktivität, die oberen Fasern stabilisieren Becken und Rumpf und arbeiten exzentrisch gegen den ent-

stehenden Adduktionsmoment im Hüftgelenk. In dieser Phase ist der GMAX besonders wichtig, da er eine exzessive Innenrotation des Femurs verhindert (Kirsten Götz-Neumann, 2015). Außerdem zeigten Anderson und Pandy (2003), dass der M. gluteus maximus wesentlich zu der ersten Spitze der Bodenreaktionskräfte beiträgt.

Gegen Ende des Loading response nimmt laut (Kirsten Götz-Neumann, 2015) die GMAX Aktivität ab.

Mid stance & terminal stance

In der Literatur teilen sich hier die Meinungen. Anderson und Pandy sowie Neptune et al. sprechen dem M. gluteus maximus sehr wohl eine Rolle als Unterstützer während der gesamten Standbeinphase zu; Neptune et al. und (Arnold, Anderson, Pandy, & Delp, 2005) beschreiben sogar, dass der GMAX einen wesentlichen Einfluss auf die in diesen Phasen vorhandene Knieextension hat.

Konträrer Ansicht ist (Kirsten Götz-Neumann, 2015), die behauptet, dass keine aktive Arbeit des GMAX notwendig ist, da keine Stabilisierung in der Sagittalebene benötigt wird. Die Extension der Hüfte würde laut Götz-Neumann passiv durch das Drehmoment erreicht, welches zustande kommt, sobald der Körpervektor hinter dem Hüftgelenk liege.

1.10.2 Schwungbeinphase

Hier kommt der M. gluteus maximus am Ende der Schwungbeinphase, dem sogenannten Terminal swing, zum Einsatz. Durch seine exzentrische Arbeit bremst er das Schwungbein ab, diese Aktivität dauert bis in die Auftrittsphase (Kramers-de Quervain I., Stüssi E., & Stacoff A., 2008). Sowohl die unteren als auch die oberen Fasern des GMAX bereiten sich bereits auf ihre Stabilisationsarbeit des Hüftgelenks und des Beckens in der Standbeinphase vor und beenden damit die Flexion im Hüftgelenk (Kirsten Götz-Neumann, 2015).

1.11. Forschungsfrage und Hypothesenbildung (A.N. & L.S.)

Es ist bereits bewiesen worden, dass durch ein Hüftmuskulaturtraining gewünschte Ergebnisse in der Therapie von Kniegelenksbeschwerden, welche durch einen dynamischen Knievalgus entstehen, erzielt werden können (Dolak et al., 2011; Fukuda et al., 2012; Nakagawa et al., 2008). Der S.E.R.F. Gurt soll laut Hersteller DonJoy orthopaedics für einen potentiellen muskelaktivitätssteigernden Effekt sorgen und sich somit als alternatives Trainingsmittel in der physiotherapeutischen Praxis empfehlen. Eine Pilotstudie von Souza, Powers, & Selkowitz (2007) lieferte bereits gute Ergebnisse in Hinblick auf

Schmerzsenkung, Muskelaktivität und verringerte Achsenfehlstellung. Um diese Ergebnisse zu bekräftigen oder eventuell zu entkräften, werden in dieser Arbeit die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf die Parameter Muskelaktivität des M. gluteus maximus, Schrittlänge, -breite, -frequenz sowie der centerpoint of pressure und die Fußrotation während des Ganges analysiert.

Dies führt uns zu folgender Forschungsfrage:

Welchen Effekt hat der S.E.R.F. Gurt auf die Muskelaktivität des M. gluteus maximus, auf die Druckverteilung des Fußes, die Fußrotation sowie auf die ausgewählten Gangparameter Schrittlänge, -breite, und -frequenz während des Ganges bei Personen mit dynamischen Knievalgus?

Daher wird folgende Hypothese angenommen:

Der S.E.R.F. Gurt sorgt für eine signifikant erhöhte Muskelaktivität des M. gluteus maximus und führt zu einer geringfügigen, nicht signifikanten Veränderung der Gangparameter Schrittlänge, -breite, und -frequenz sowie zu einer Verlagerung des center of pressure nach lateral. Außerdem wird eine vermehrte Außenrotation des Fußes erwartet.

2. Methodik

2.1. Studiendesign/ Studienverlauf (A.N.)

Es handelte sich hierbei um eine Pilotstudie mit einmaligem Messzeitpunkt und 2 Messdurchgängen. Da in dieser Studie die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurt eruiert wurden, wurden Messungen mit und ohne Gurt durchgeführt. Um Verzerrungen der Ergebnisse zu vermeiden, wurden die Messungen am gleichen Tag direkt hintereinander durchgeführt, sodass die Bias Tages- und Tageszeitunterschiede vermieden werden konnten. Erhoben und analysiert wurden die Aktivität des M. gluteus maximus, die Druckverteilung des Fußes sowie Schrittfrequenz, Schrittlänge und Schrittbreite und die Fußrotation. Dafür wurden 15 vollständig verwertbare rechte Fußabdrücke mit den zusammengehörenden EMG-Daten benötigt, aus denen der Durchschnitt berechnet wurde. Durch die EMG-Messungen ergaben sich pro Probandin zwei Durchschnittswerte und zwei Peakwerte der M. gluteusaktivität, einmal mit und einmal ohne Gurt, welche miteinander verglichen wurden, um den Effekt des S.E.R.F. Gurts auf den M. gluteus maximus zu analysieren. Um den Einfluss des Gurtes auf die Druckverteilung zu erheben, wurden die jeweiligen centerpoint of pressure sowie die Werte der Schrittlänge, -frequenz und –breite sowie die Fußrotation miteinander verglichen. Die Vorbereitungen und das theoretische Erarbeiten des Hintergrundes für diese Studie fanden im Frühjahr 2017 statt, die Messungen sowie die Analyse der Ergebnisse wurden im Herbst und Winter 2017 durchgeführt.

Meilensteinplan	02/17 – 03/17	04/17 – 07/17	08/17 – 09/17	10/17	11/17	12/17 – 02/18
Vorbereitung für BAC 1						
Verfassen der BAC 1						
Vorbereitung für BAC 2						
Probandinnenrekrutierung						
Messungen						
Datenauswertung						
Verfassen der BAC 2						

Tabelle 1: Zeit und Ablaufplan dieser Arbeit/Studie

2.2. ProbandInnen (L.S.)

Die Rekrutierung geeigneter Probanden für diese Studie erfolgte durch persönliches Ansprechen, wenn im Gangbild ein dynamischer Knievalgus oder eine schlecht stabilisierte Beinachse durch optisches Beobachten und Analysieren festgestellt wurde, sowie durch ein ausgeschriebenes Email an alle Studiengänge des Department Gesundheit. Sowohl die StudentInnen als auch die persönlich Rekrutierten, erhielten bereits im Vorhinein Informationen zu der geplanten Durchführung der Studie, sowie auch die Ein- beziehungsweise die Ausschlusskriterien. Im Anhang befand sich außerdem ein Link mit möglichen Messzeitpunkten, so konnten die teilnehmenden Probandinnen ihren Termin frei wählen.

In dieser Arbeit wurden die Daten von 8 Probandinnen mit dynamischen Knievalgus analysiert. Da etliche Studien belegen, dass Frauen häufiger Pathologien wie PFSS oder ITBS entwickeln (Boling et al., 2010; Taunton et al., 2002), wurden für diese Studie ausschließlich Frauen ausgewählt, da diese besser der Zielgruppe des S.E.R.F. Gurts entsprechen. Das Alter wurde auf 18 bis 35 Jahre festgelegt, da vor allem junge Frauen stark gefährdet sind. Der dynamische Knievalgus wurde anhand des Knee-to-ankle-separation-ratio, kurz KASR, quantifiziert. Ortiz et al. (2016) untersuchte 2D- und 3D-Evaluierungsmethoden eines Knievalgus und fand für den KASR eine exzellente Intra- & Interreliabilität sowie eine exzellente Korrelation zwischen 2D- und 3D-Aufnahmen. Diese Behauptungen wurden durch (Mizner, Chmielewski, Toepke, & Tofte, 2012) bekräftigt. Der KASR wird definiert als das Verhältnis zwischen dem Abstand der beiden lateralen Femurkondylen zum Abstand der beiden lateralen Malleoli. Der KASR wurde durch eine 2D-Videoaufnahme eines Drop Jumps von einem Stepper (Höhe: 20 cm) ermittelt. Marker wurden an jedem lateralen Femurkondylen sowie an den lateralen Malleoli angebracht. Gemessen wurde das Verhältnis zum Zeitpunkt der meisten Knieflexion. Ein Knievalgus wurde mit einem Ratio kleiner als 1 definiert, das heißt, die Knie sind medial im Vergleich zu den Sprunggelenken; ein Ratio größer als 1 deutet auf das Gegenteil, eine Varusstellung, hin (siehe Abbildung 3). Die Aufzeichnung des Drop Jumps erfolgte durch eine 2D-Videokamera mit einer Frequenz von zwei Bildern pro Sekunde. Mit dem Computerprogramm Kinovea wurden die Verbindungslinien zwischen den Markierungspunkten eingezeichnet und in Zentimetern gemessen. Um die Ergebnisse dieser Studie nicht zu verfälschen, wurden alle Personen mit diagnostizierten Pathologien der unteren Extremitäten sowie Personen mit akuten Schmerzen oder einer OP der unteren Extremität innerhalb des letzten Jahres als nicht geeignet betrachtet. Von den acht teilnehmenden Probandinnen hatten nur zwei Teilnehmerinnen bereits Vorverletzungen der unteren Extremität erlit-

ten, angegeben wurde ein Wachstumsfugenbruch und ein Supinationstrauma mit Ruptur des anterioren talofibularen Bandes. Beide Verletzungen fanden jedoch bereits schon im Kindesalter statt, somit dürfte dadurch kein Einfluss auf das Messergebnis entstanden sein. Da es keine unterschiedlichen Messzeitpunkte gegeben hat, gab es auch keine Drop-outs von Probandinnen.

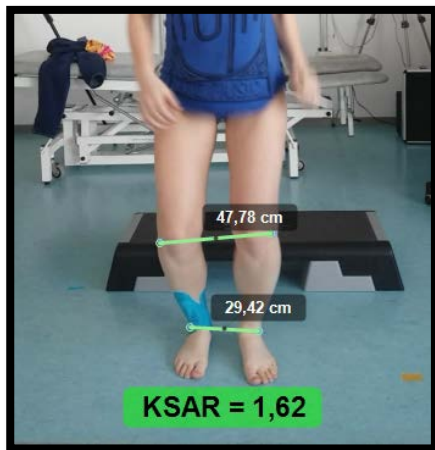


Abbildung 3 Knee to ankle separation ratio: Hier ergibt sich ein Wert von 1,62; ein Wert größer als 1 wird als Knievarusstellung angesehen



Abbildung 4: Knee to ankle separation ratio: Hier ergibt sich ein Wert von 0,88; ein Wert kleiner als 1 wird als dynamischer Knievalgus angesehen

Die teilnehmenden Probandinnen waren im Durchschnitt 22 Jahre alt, 165 cm groß und 56,88 kg schwer. Die Ermittlung des KASR ergab im Durchschnitt einen Knee-to-ankle-separation-ratio von 0,971. Da die Größe und das Gewicht nicht weit gestreut waren, wird angenommen, dass Größe und Gewicht keine Verzerrungen des Messergebnisses verursachten.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter in Jahren	8	19,00	31,00	22,2500	3,73210
Größe in cm	8	158,00	172,00	165,1250	4,61171
Gewicht in kg	8	50,00	67,00	56,8750	5,33017
Gültige Anzahl	8				

Tabelle 2: die personenbezogenen Daten der teilnehmenden Probandinnen im Durchschnitt

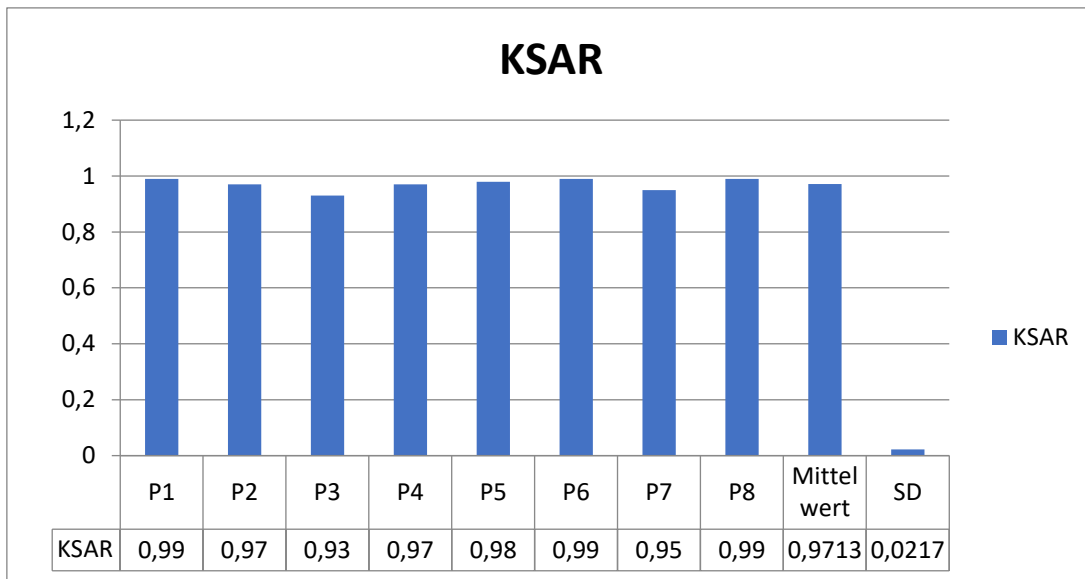


Abbildung 5: Die ermittelten KASR-Werte der Probandinnen

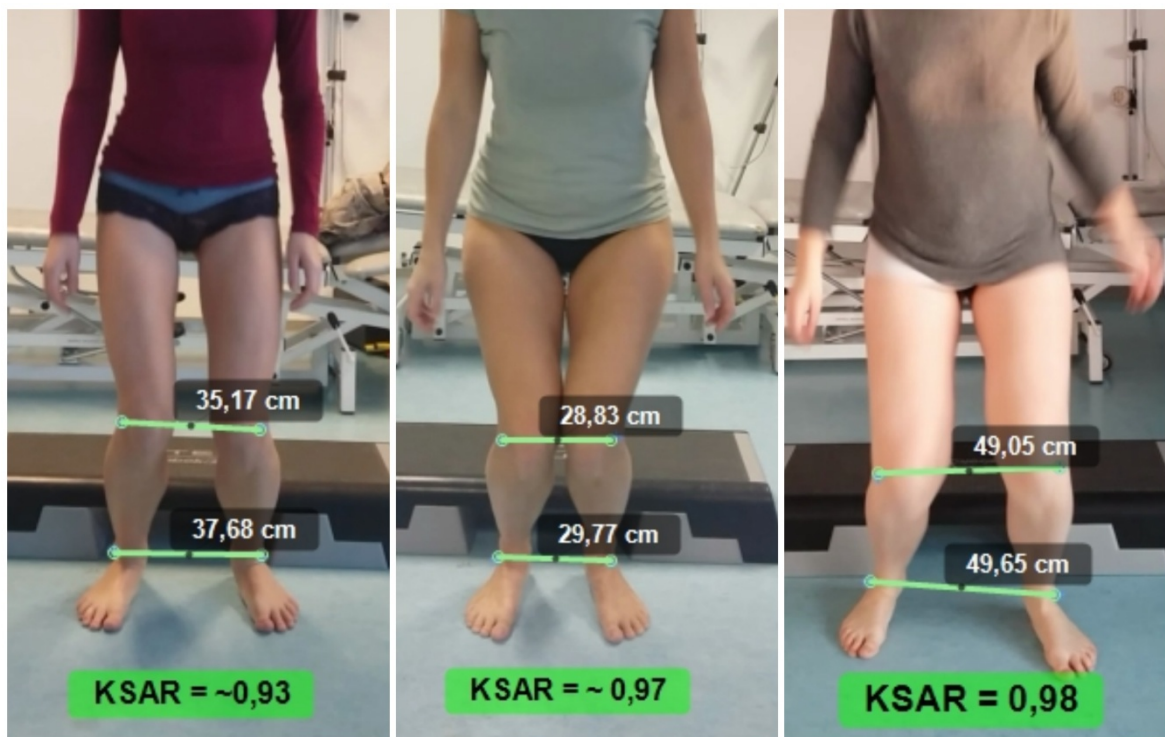


Abbildung 6: Auszug der Aufnahmen des KASR

2.3. Verwendete Geräte (A.N. & L.S.)

Für die Messungen der Muskelaktivität des M. gluteus maximus wurde das EMG-Gerät Desktop DTS der Firma Noraxon (Noraxon U.S.A., Inc.) verwendet. Es handelt sich hierbei um ein tragbares EMG-Gerät mit einem 8-Kanalsystem, welches die erhobenen Daten via Bluetooth an einen Computer mit entsprechender Software weiterleitet. Die Signalstärke entspricht 1500 Hz/sec. Das EMG Gerät wurde in Verbindung mit den Klebeelektroden „Blue Sensor SP“ der Firma Abu verwendet. Es handelte sich hierbei um auf Silber/Silberchlorid basierte Einmalelektroden.

Zur Erhebung der Gangparameter wurde eine Bodenreaktionsmessplatte der Firma Zebris Medical GmbH, Model FDM 1,5, verwendet, welche zusätzlich mit Video- und Bewegungsanalysesystemen verbunden ist. Gang- und Abrollanalysen können somit simpel und rasch durchgeführt werden. Die Messergebnisse werden in Echtzeit dargestellt und können in Form eines mehrseitigen Reports farbig aufgezeigt werden. In diesem wird auch eine Tabelle dargestellt, welche wichtige Ort- und Zeitparameter, wie zum Beispiel Schrittlänge oder die einzelnen Phasen des Gangzyklus, enthält. Auch der centerpoint of pressure kann automatisch erhoben werden ².

2.4. Erhobene Gangparameter (A.N.)

2.4.1. Spurbreite

Die Spurbreite während des Ganges wird durch den Abstand der beiden Fersenzentren zueinander definiert (Götz-Neumann, 2016, S. 25). Optimalerweise bildet sie eine Konstante und ist so groß, dass das Spielbein, ohne durch das Standbein behindert zu werden, überholen und sich vorbei bewegen kann (Klein-Vogelbach, 2014, S.138). Der Normwert beim Gehen liegt zwischen 5 und 13 cm. Zusätzlich besteht beim Stehen sowie auch beim Gehen eine 7 gradige Außenrotation der Fußlängsachse im Bezug auf die Fortbewegungslinie (Götz-Neumann, 2016, S. 25).

2.4.2. Schrittlänge

Das Konzept Functional Kinetics nach Klein Vogelbach definiert den Begriff Schrittlänge mit der Distanz zwischen den Zehen des hinteren Fußes und der Ferse des vorderen Fußes in Addition mit einer weiteren Fußlänge. Faktoren wie Fuß- und Beinlänge, rotatori-

² Quelle: Zebris Medical GmbH, <https://www.zebris.de/medizin/produkte-loesungen/ganganalyse-fdm-t/> Zugriff am 19.06.2017 20:10

sche Bewegungstoleranz der unteren Brustwirbelsäule, der Abstand zwischen den Hüftgelenken und deren rotatorischen und extensorischen Bewegungstoleranzen beeinflussen diese. Im Normalfall führt jeder Schritt zu einem gleichmäßigen, zielgerichteten Vorwärtstransport des Körpers. Wird die persönliche Schrittlänge optimal genutzt, kommt es zum größtmöglichen Weggewinn (Klein-Vogelbach, 2014, S. 140).

2.4.3. Schrittfrequenz

Laut Klein Vogelbach liegt die hypothetische Norm der Schrittfrequenz bei gesunden Erwachsenen bei 108 – 120 Schritten pro Minute und wird unter anderem auch von Spurbreite und Schrittlänge beeinflusst. Bei mehr als 140 Schritten pro Minute verlieren diese an Reaktivität und Ökonomie. Das wiederum führt zu einer geringeren Schrittlänge, in weiterer Folge zu einer verkürzten zurückgelegten Wegstrecke und zu rascherer allgemeiner Erschöpfung. Auch bei einer verlangsamten Frequenz kommt es zum Reaktivitätsverlust; jeder einzelne Schritt muss von neuem angesetzt werden. Die Schrittfrequenz hat zudem einen Einfluss auf die Vorwärtsbewegung des Körpers. Es wird beobachtet, dass es bei einer Kadenz von 80 oder weniger, zu vermehrten Rechts-links-Bewegungen des Körpers kommt und die sich nach vorne gerichtete Bewegung verringert (Klein-Vogelbach, 2014, S. 137).

2.4.4. Center of pressure

Jeder Bereich des Fußes der in Kontakt mit dem Boden steht, ist einer gewissen Druckbelastung ausgesetzt (Fuller, 1999). Der center point of pressure gibt das Zentrum des maximalen Druckes an (Götz-Neumann, 2016, S. 131) und verändert während des Ganges permanent seine Lage (Fuller, 1999).

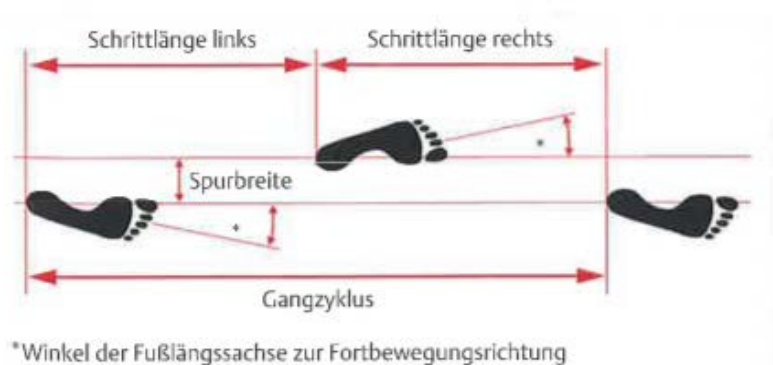


Abbildung 7: Gangzyklus, Schrittlänge, Schrittbreite (Götz-Neumann, 2016, S.25)

Folgende Parameter werden verwendet um den Center of pressure zu messen:

Länge der Ganglinie

Die Länge der Ganglinie wird durch die Position des Druckzentrums (COP) abgezeichnet. Es werden die Bodenkontakte einer Körperseite berücksichtigt. Sie beinhaltet den Verlauf des COP von allen erhobenen Schritten einer Körperseite³.

Anterior/Posterior Position

Durch diesen Parameter wird die Vor-Rück-Verlagerung des COP Schnittpunktes unter der Berücksichtigung von allen Schritten beschrieben. Der hinterste Fersenpunkt wird dabei als Ausgangs-/Nullposition gesehen³.

Seitliche Verlagerung

Bei der Seitlichen Verlagerung wird die Links-Rechts-Verschiebung des COP Schnittpunktes unter der Berücksichtigung aller Schritte beschrieben. Während Negative Werte eine Verlagerung nach links angeben, zeigen positive Werte eine Verschiebung nach rechts³.

2.5. Ablauf der Messungen (L.S.)

Der Zeitaufwand der Messungen betrug pro Probandin circa 40 Minuten. Vor Beginn der Messungen füllten alle Probandinnen ein Datenblatt aus, in dem sie allgemeine persönliche Daten wie Geburtsdatum, etc. angaben und die Zustimmung für die Verwendung ihrer Messdaten für diese Studie erteilten. Außerdem wurde nach eventuellen früheren Verletzungen gefragt. Die Probandinnen bekamen eine ID-Nummer zugeteilt, um eine Anonymisierung für die restliche Durchführung der Studie zu erlangen. Anhand eines Maßbandes wurde die Körpergröße und durch eine Waage das aktuelle Körpergewicht ermittelt.

Den Teilnehmerinnen wurde im Anschluss der genaue Messablauf erklärt, dies beinhaltete die Ermittlung des KASR, die Hautvorbereitung und Elektrodenanlage, die MVC-Messung, der exakte Ablauf der Messdurchgänge mit Besprechung der vorgegebenen Strecke und die Erklärung der gestellten Aufgabe an die Probandinnen sowie die Anlage des S.E.R.F. Gurtes.

Darauf folgte die Ermittlung des KASR durch eine Videoaufnahme eines Drop jumps, dafür wurden Marker an den lateralen Femurkondylen sowie an den lateralen Malleoli ange-

³ zebris Medical GmbH: Zebris Gebrauchsanleitung, S. 62-6; Zugriff am 20.12.2017, 18:57

bracht, anschließend wurde mit Hilfe der Marker im Computerprogramm Kinovea die Verbindungslinien eingezeichnet und berechnet und somit der KASR Wert bestimmt. Wie genau sich der KASR Wert zusammensetzt wurde bereits im Kapitel Probandinnen behandelt. Danach folgten die Hautvorbereitung sowie die Anlage der Elektroden, welche in den folgenden Unterkapiteln genau beschrieben werden.

2.5.1. Anlage EMG-Elektroden am M. gluteus maximus und MVC Messung

Die Anlage der Elektroden erfolgte entsprechend der international standardisierten SENIAM Richtlinien. Die ProbandInnen wurden darauf hingewiesen, einen Tag vor der Messung keinen exzessiven Sport zu betreiben, sowie am Vortag auf Alkohol zu verzichten, da ein Muskelkater beziehungsweise Restalkohol im Körper die Messwerte verändern könnte und somit zu einer Verzerrung der Ergebnisse führen könnte. Weiters wurden sie angewiesen, sich am Tag der Messung nicht mit einer Körperlotion oder Ähnlichem einzucremen, da dies zu einer verminderten Impedanz führen kann. Für die korrekte Anlage wurden die Probandinnen gebeten, störende Kleidungsstücke zu entfernen, außerdem wurde die benötigte Hautstelle folgendermaßen vorbereitet: Zuerst folgte eine Desinfektion mit Alkohol, danach wurde die Stelle mit einem Einwegrasierer rasiert um etwaige Härchen zu beseitigen und somit für einen besseren Elektroden-Hautkontakt zu sorgen. Danach wurde die benötigte Hautstelle mit einer abrasiven Paste behandelt, um abgestorbene Hautschuppen zu entfernen und somit eine gute Impedanz zu indizieren. Die Abrasivpaste wurde mit einem Tuch entfernt und die Hautstelle erneut mit Alkohol desinfiziert. Die Elektroden wurden in Bauchlage mit einem Abstand von 20 mm zueinander an der Hälfte der Linie zwischen dem Os sacrum und dem Trochanter major am Muskelbauch parallel zum Faserverlauf angebracht. Die Elektrodengröße betrug 4 x 2.2 cm. Die Kabeln sowie der EMG-Sensor wurden spannungsfrei mittels Kinesiotape fixiert um Artefakte zu vermeiden. Die Verbindung zum EMG Verstärker erfolgte über Bluetooth, sodass keine zusätzlichen Kabeln notwendig waren.

Während der Gewöhnungszeit der Elektroden an die Haut wärmten sich die Probandinnen für 5 Minuten durch freies Gehen im Raum und durch leichtes Stretching auf. Da die durch das EMG-Gerät erhobene mikrovoltskalierten Amplitudenwerte stark zwischen den einzelnen Probandinnen variieren und laut (Konrad, 2011) somit wenig Aussagekraft besitzen, wurden die Messungen zu einem Referenzwert normalisiert, dem sogenannten MVC-Wert. Der MVC-Wert wird durch eine Testung der willkürlichen Maximalinnervation eines Muskels festgestellt. Die Maximalinnervation des M. gluteus maximus wurde in Bauchlage nach Empfehlung der SENIAM Richtlinien durch das Abheben des abgewin-

kelten Beines gegen manuellen Therapeutenwiderstand getestet. Wichtig ist hierbei die Hüftextension. Diese Testposition wurde für 3-5 sec gehalten und nach einer 30-60-sekündigen Pause zweimal wiederholt. Die Probandinnen wurden durch die Therapeuten verbal motiviert um ihre Höchstleistungen zu erbringen. Genauso wie die Anlage der Elektroden wurde die Testung der Maximalkraft bei jeder Probandin von derselben Therapeutin durchgeführt, um Bias zu vermeiden.



Abbildung 8: Anlage der Elektroden am M. gluteus maximus

2.5.2. Ablauf Messdurchgänge

Der erste Messdurchgang erfolgte ohne Gurt. Die Probandinnen gingen ohne Schuhwerk und ohne Socken in ihrem normalen Gangtempo eine durch Bodenmarkierungen festgelegte ovale Strecke von 6 Metern Seitenlänge mit abgerundeten Kurven. Auf der festgelegten Strecke befanden sich in der Mitte der ersten Seitenlänge zwei aneinandergereihte Druckmessplatten der Firma Zebris in einer Gesamtlänge von 3 Metern, retour führte die Strecke nicht über die Druckmessplatten, da diese nur für das Erkennen der Fußabdrücke und den dazugehörigen Parametern in eine Richtung konzipiert ist. Für die Analyse der Daten mussten 15 vollständig verwertbare Fußabdrücke des rechten Fußes von der Druckmessplatte aufgezeichnet werden. Gleichzeitig wurde während den Druckmessplattenmessungen eine EMG-Messung des M. gluteus maximus durchgeführt. Der zweite Messdurchgang wurde exakt gleich wie der erste Messdurchgang durchgeführt, jedoch trugen die Probandinnen während der Zweitmessung den S.E.R.F. Gurt. Die Probandin-

nen erhielten bei beiden Messdurchgängen keine Hinweise bezüglich der Ausführung oder der Gangqualität.

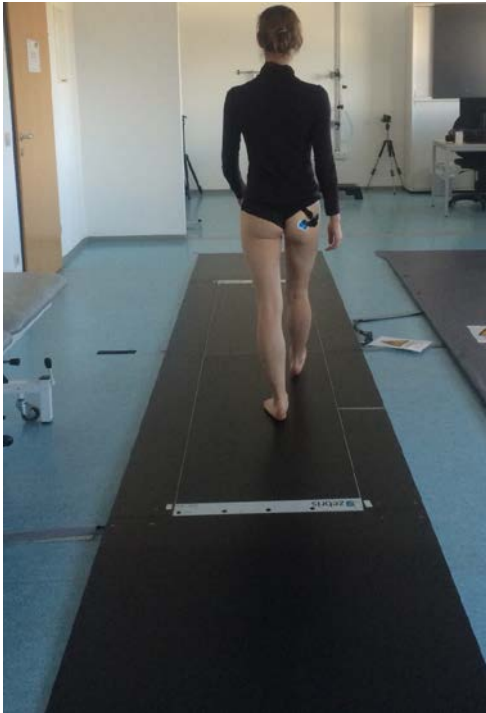


Abbildung 9: erster Messdurchgang ohne S.E.R.F. Gurt



Abbildung 10: zweiter Messdurchgang mit S.E.R.F. Gurt

2.5.3. Anlage Gurt

Um für die Messungen ein standardisiertes Ergebnis zu bekommen, wurde der S.E.R.F. Gurt bei allen Probandinnen am rechten Bein angebracht. Die Anlage erfolgte anhand der vom Entwickler vorgegebenen Anleitung durch einen eingeschulten Therapeuten folgendermaßen: Das elastische Wadenband sowie die kurze Schlaufe wurden knapp unterhalb des Kniegelenks am proximalen Ende der Tibia befestigt. Die längere Schlaufe wurde proximal des Kniegelenks um den Femur gewickelt; sie überlappte an der medialen Oberschenkelinnenseite bei der vorgegeben Markierung. Während der Anlage wurde das Gewicht auf das kontralaterale Bein verlagert. Unter konsequentem Zug wurde der Gurt diagonal über den Oberschenkel hinauf bis zum Becken platziert. Der Zug musste so stark sein, dass es zu einer Außenrotation kam, wenn das Bein vom Boden gehoben wurde. Befestigt wurde der Gurt, indem er um das Becken, auf Höhe des Trochanter major, unterhalb der Crista iliaca, gewickelt wurde. Um eine standardisierte Anlage des Gurtes zu erreichen, wurde der Gurt bei jeder Probandin durch die gleiche Person angelegt.



Abbildung 11: Anlage des S.E.R.F. Gurtes

2.6. Datenaufarbeitung (L.S.)

Um die Reliabilität und Validität der Messparameter zu erhöhen, wurden die Roh-EMG-Daten einer EMG spezifischen Signalverarbeitung unterzogen. Die Analyse der ermittelten Daten erfolgte anhand der Software myoRESEARCH Version 3.10. der Firma Noraxon (Noraxon U.S.A., Inc.); es wurden die Programme myoMUSCLE für die EMG-Messungen sowie myoPRESSURE für die Druckverteilung verwendet. Die aufgezeichneten Rohdaten wurden zuerst gleichgerichtet, das heißt alle negativen Amplituden wurden anhand von mathematischen Betragsbildern in positive Signale verwandelt. Diese Gleichrichtung ist laut (Konrad, 2011) notwendig, um Standardamplitudenparameter wie z.B.: einen Mittelwert oder Minimum und Maximum berechnen zu können. Danach wurden die Rohdaten geglättet, um nicht reproduzierbare Amplitudenspitzen zu eliminieren. Die sich daraus ergebende geglättete Signalkurve zeigt somit den mittleren Signaltrend der Amplitude, die sogenannte Linear envelope. In dieser Hüllkurve sind zwei Algorithmen enthalten, der gleitende Mittelwert und der Root Mean Square. Für beide Algorithmen muss ein bestimmtes Zeitfenster reglementiert werden. Für die Glättung in dieser Arbeit wurde ein Zeitfenster von 100 ms gewählt, da die Hauptaktivität dieser Studie das Gehen ist und Gehen eine langsame Aktivität darstellt. Da die mikrovoltskalierten Amplituden stark von Person zu Person variieren, wird der Amplitudenwert in der Regel zu einem Referenzwert normalisiert. Durch das Kalibrieren der Muskelinnervation zu einem physiologischen relevanten Vergleichswert, wie zum Beispiel dem Innervationsniveau einer maximalen willkürlichen Kontraktion, kann die Variabilität der mikrovoltskalierten Amplituden verringert werden. Die Form der EMG-Kurve bleibt durch diese Normalisierung gleich, lediglich die Skalierung der Y-Achse verändert sich. Auch in dieser Arbeit erfolgte eine Normalisierung der erhobenen Amplituden zu einer im Vorhinein getesteten maximalen Willkürkontraktion, dem sogenannten MVC-Wert. Die Testung des MVC-Wertes erfolgt standardmäßig gegen statischen Widerstand. Der Vorteil dieser Methoden ist laut (Konrad, 2011) eine stärkere Aussagekraft des subjektiven Anstrengungsniveaus während einer gewissen Tätigkeit. Außerdem erfolgt durch die MVC Normalisierung eine Reskalierung zu einer einheitlichen, validen Referenz, welche einen direkten und quantitativen Vergleich der individuellen EMG-Werte ermöglicht.

Bei der MVC-Messung wurden die erhobenen Werte ebenfalls gleichgerichtet und geglättet und um die Variabilität zu reduzieren zum Peak-Wert normalisiert. Im Anschluss wurden die gleichgerichteten und geglätteten Daten der tatsächlichen Messungen nun zu den

vorhin erhobenen MVC-Werten der jeweiligen Probandin normalisiert um genügend Aussagekraft der Messungen zu erreichen.

Der in der Software bereits integrierte „Unilateral Gait Report“ erkannte die erhobenen Daten der Druckmessplatte und konnte diese automatisch den einzelnen Gangphasen zuordnen. Nicht vollständige Messwerte wurden als nicht verwertbar registriert und automatisch aus den Datensätzen eliminiert.

2.7. Evaluierung des Gurtes (A.N.)

Um die Verträglichkeit des Gurtes und somit auch die praktische Relevanz zu beurteilen, wurden die Probandinnen gebeten, einen kurzen Fragebogen mit 3 Fragen auszufüllen. Durch Skalen von 1- 10, wobei 1-2 für sehr schlecht steht, 3-4 für schlecht, 5-6 für mittelmäßig, 7-8 für gut und 9-10 für sehr gut steht, wurden der Tragekomfort des S.E.R.F. Gurts sowie eine potentielle Nutzung des Gurtes im Alltag sowie im Training evaluiert. Bei schlechter Bewertung des Tragekomforts und keiner potentiellen Nutzung im Alltag oder im Training wurde nach dem jeweiligen Grund nachgefragt. Der verwendete Fragebogen wird im Anhang dargestellt.

2.8. Statistik (L.S.)

Für die statistische Auswertung der Daten wurde mit dem Programm IBM SPSS Statistics Version 24 gearbeitet. Die erhobenen Messparameter (durchschnittliche Muskelaktivität des M. gluteus maximus, Schrittlänge, -breite, -frequenz) ohne S.E.R.F. Gurt wurden mit den Daten verglichen, die während des Tragens des Gurtes ermittelt wurden. Vor der Durchführung der statistischen Analysen wurde ein Boxplotdiagramm mittels einer explorativen Datenanalyse erstellt, um mögliche extreme Ausreißer in den ermittelten EMG-Datensätzen zu finden und zu markieren, da angenommen wird, dass solche Ausreißer eher durch Elektroden- oder Kabelartefakte entstehen und somit nicht aussagekräftig sind. Ausreißer werden in SPSS mit einem Stern gekennzeichnet, Extremwerte mit einem Kreis. Der schwarze Balken in der Mitte der Box stellt den Mittelwert der Datensätze da, die Länge der Box gibt Aufschluss über die Verteilung beziehungsweise die Zerstreuung der einzelnen Werte. Bei den erhobenen EMG-Daten konnten keine Ausreißer entdeckt werden, daher mussten auch keine einzelnen Werte aus den Analysen genommen werden.

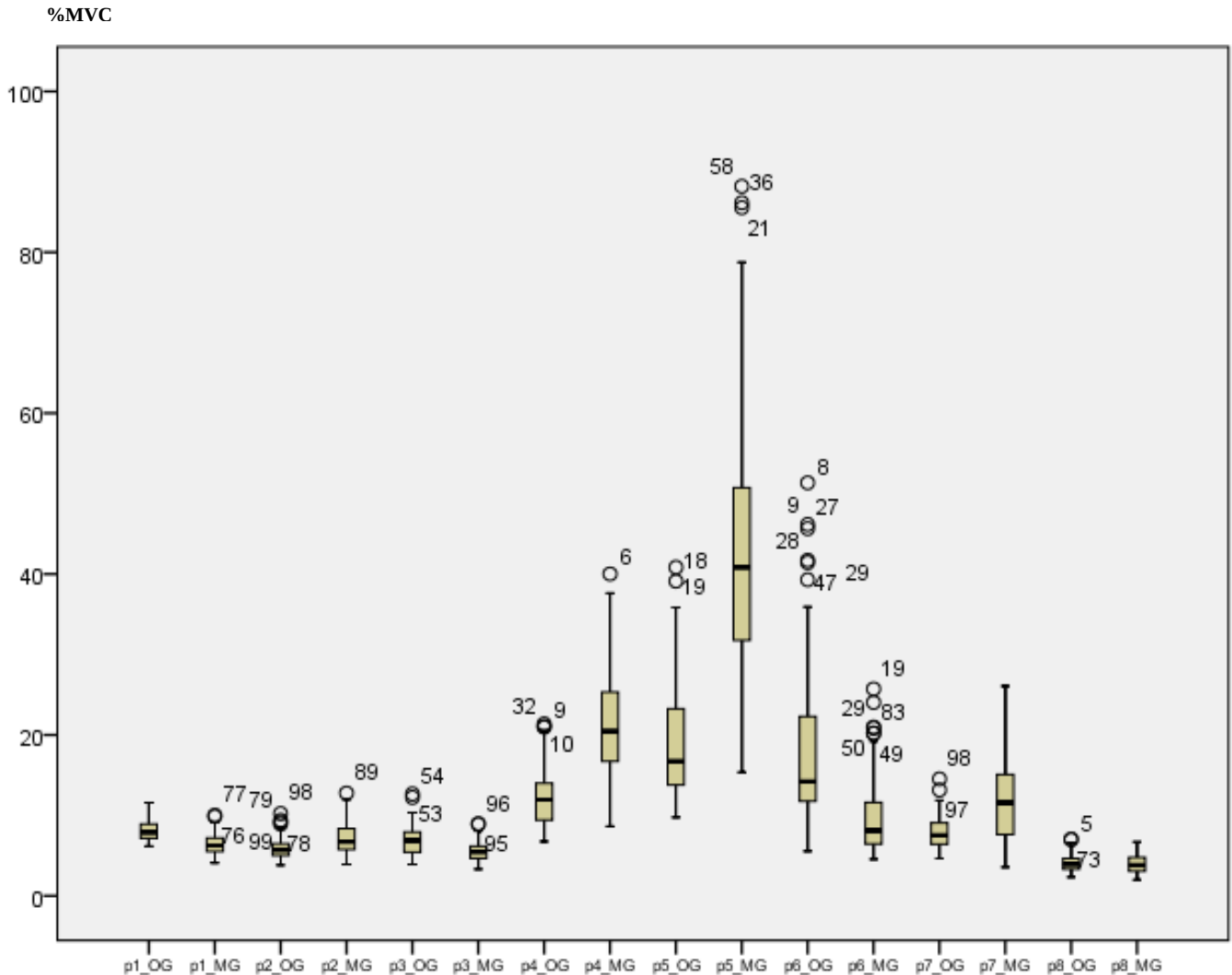


Abbildung 22: Boxplotvergleich der EMG-Daten.

Da die Probandinnenanzahl unter zehn lag, waren die Voraussetzungen für einen dependent T-Test nicht gegeben und daher musste mit einem nicht-parametrischen Verfahren gerechnet werden. Somit wurde der Ersatztest, der sogenannte Wilcoxonstest, zur Analyse der Ergebnisse verwendet. Der Wilcoxonstest testet ob die zentralen Tendenzen zweier abhängiger Proben verschieden sind. Das Alpha-Niveau wurde dabei auf fünf Prozent festgelegt. Zur Beantwortung der Forschungsfrage, welchen Effekt der S.E.R.F. Gurt auf die M. gluteus maximus Aktivität hat, wurde mit dem Mittelwert der EMG-Amplituden gerechnet, da sich dieser laut (Konrad, 2011) am besten für das Vergleichen von unterschiedlichen Datensätzen eignet. Außerdem ist er gegenüber zu kleinen Zeitunterschieden in Kontraktionen wenig bis gar nicht sensibel. Laut Konrad beschreibt der Mittelwert am besten, wie hoch der neuromuskuläre Brutto-Input eines Muskels während einer Be-

wegung ist somit der zu bevorzugende EMG-Amplitudenparameter für Vergleichsanalysen. Auch für das Analysieren der Gangparameter wurde mit dem Mittelwert gerechnet.

Mit Hilfe des Programmes Excel Version 2016 wurden die erhobenen Ergebnisse in anschaulichen Graphiken dargestellt. Zur Analyse des Tragekomforts des S.E.R.F. Gurtes wurde ebenfalls mit dem Programm SPSS Version 24.0 gearbeitet. Durch eine deskriptive Statistik wurde der Mittelwert, Minimum und Maximum sowie die Standardabweichung berechnet. Durch die Bestimmung der Häufigkeiten wurde der Median der Alltags- und Trainingsnutzung kalkuliert.

3. Ergebnisse (A.N. & L.S.)

Im folgenden Kapitel werden die erhobenen Ergebnisse des statistischen Auswertungsverfahrens beschrieben, die genauen Werte werden durch Tabellen und Graphiken dargestellt. Für diese Studie wurden die Ergebnisse von 8 Probandinnen mit einem Durchschnittsalter von $22 \pm 3,72$ Jahren analysiert.

3.1 Ergebnisse EMG-Messung des M. gluteus maximus

Die folgende Tabelle zeigt die einzelnen berechneten Mittelwerte der EMG-Messung des M. gluteus maximus jeder Probandin mit und ohne S.E.R.F. Gurt, sowie die dazugehörige Standardabweichung. Die Werte sind in %MVC angegeben.

Probandinnen	Mittelwert ohne Gurt	Standardabweichung ohne Gurt	Mittelwert mit Gurt	Standardabweichung mit Gurt
1	8,1746	1,2978	6,4649	1,2615
2	5,9277	1,2804	7,1682	1,7794
3	6,8382	1,6862	5,5273	1,1205
4	12,1262	3,4543	21,2424	6,4014
5	18,9748	6,9287	42,1476	15,5929
6	18,2918	9,9432	9,9119	4,7379
7	7,8617	1,9394	12,1678	5,3002
8	4,0836	1,0170	4,0238	1,1564

Tabelle 3: EMG Mittelwerte plus Standardabweichung in %MVC

Die statistische Auswertung der erhobenen Werte durch den mit SPSS durchgeführten Wilcoxon-Test ergab keinen signifikanten Unterschied ($p= 0.575$) der M. gluteus-maximus-Aktivität mit oder ohne dem S.E.R.F. Gurt. Das Berechnen der Mittelwerte der beiden Datensätze zeigte einen geringfügig höheren Mittelwert bei den Messungen mit dem S.E.R.F. Gurt. Die Differenz der beiden Mittelwerte beträgt 3,28 %MVC. Daher zeigt das Ergebnis eine geringfügige, jedoch nicht signifikante Erhöhung der Muskelaktivität des M. gluteus maximus durch den S.E.R.F. Gurt. In der folgenden Graphik sieht man die beiden Mittelwerte aller Probandinnen mit und ohne Gurt.

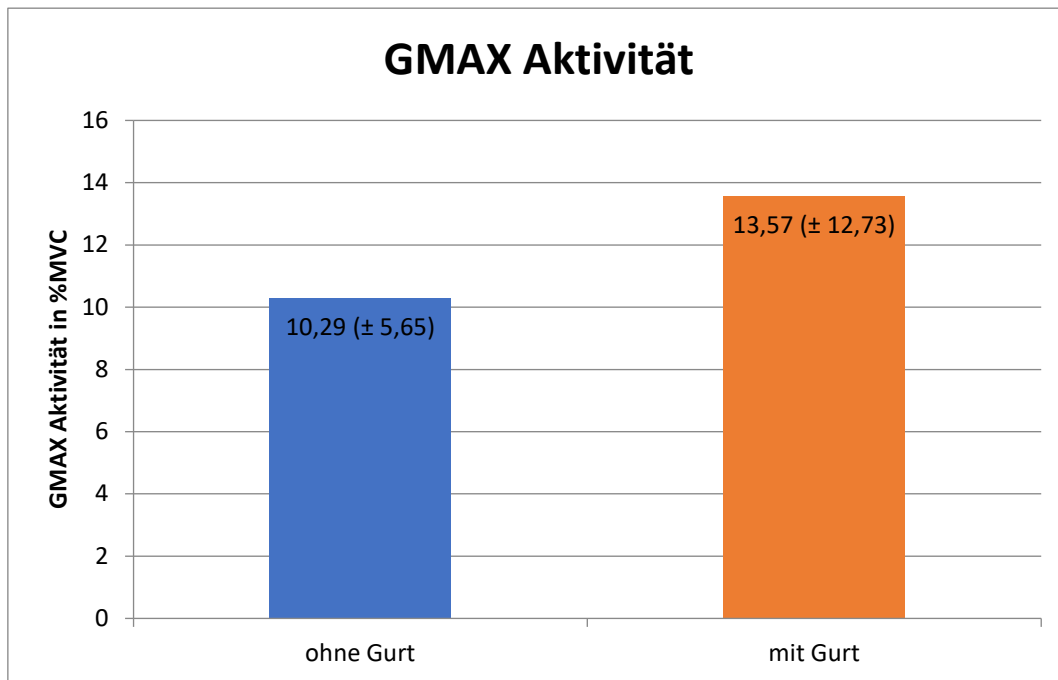


Abbildung 13: durchschnittliche GMAX Aktivität mit und ohne Gurt

Betrachtet man die einzelnen Ergebnisse so sieht man dass der S.E.R.F. Gurt bei vier Probandinnen zu einer Steigerung der M. gluteus maximus Aktivität führte, bei drei Probandinnen die GMAX Aktivität jedoch abgenommen hat und bei einer Probandin wurde keine Auswirkung festgestellt. Die folgende Graphik macht die jeweiligen Unterschiede der einzelnen Probandinnen deutlich. So fällt auf dass die Werte zwischen den Probandinnen sowohl mit als auch ohne Gurt stark variieren, da die GMAX Aktivität während dem Gehen sehr individuell ist. Außer dem fällt auf, dass Probandin 4 mit der höchsten M. gluteus maximus Aktivität, sowohl mit als auch ohne Gurt, deutlich heraussticht.

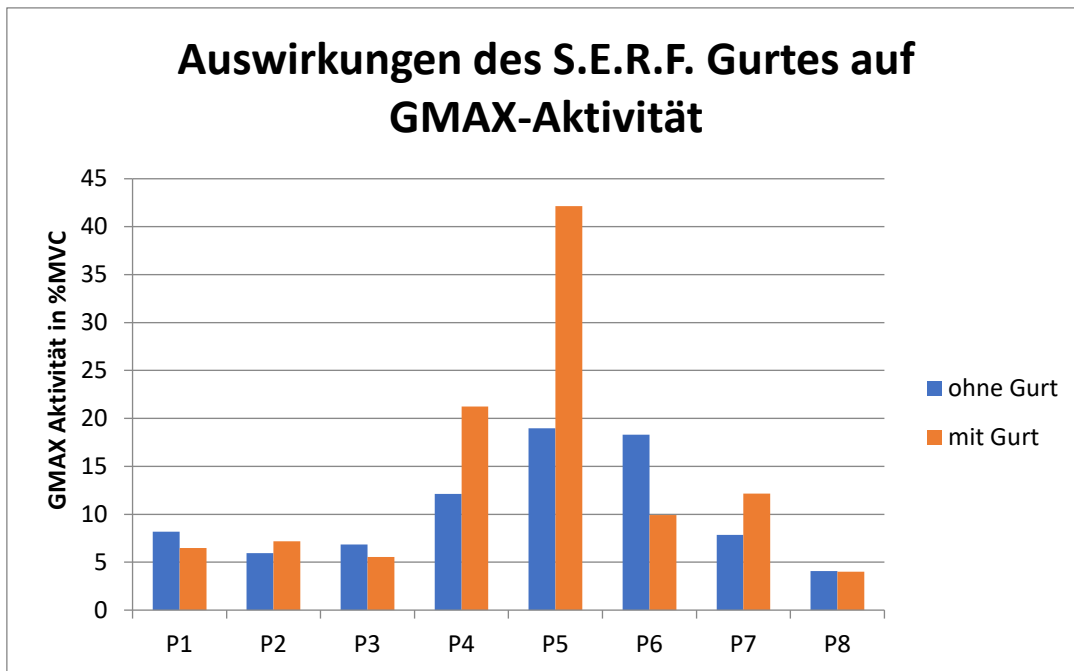


Abbildung 14: Die Unterschiede der GMAX Aktivität der einzelnen Probandinnen

3.2 Ergebnisse Fragebogen Tragekomfort + Alltagsgebrauch

Der Tragekomfort des S.E.R.F. Gurtes wurde anhand einer Skala von 1-10, wobei 1-2 für sehr schlecht steht, 3-4 für schlecht, 5-6 für mittelmäßig, 7-8 für gut und 9-10 für sehr gut steht, evaluiert. Die durchschnittliche Bewertung lag bei 6,75 und lag somit zwischen mittelmäßig und gut.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Gurtbewertung (Skala von 1-10)	8	5	9	6,75	1,488

Tabelle 4: Ergebnis der Gurtevaluierung

Die Nutzung des S.E.R.F. Gurtes im Alltag war für die Mehrheit der Probandinnen nicht vorstellbar, lediglich drei von acht Probandinnen stimmten für die potentielle Nutzung im Alltag. Besser sieht das Ergebnis hinsichtlich der Nutzung während des Sports beziehungsweise während des Trainings aus. Nur für zwei Probandinnen war die Nutzung während des Sports nicht vorstellbar, der Rest der Probandinnen konnte sich die Nutzung des Gurtes während des Trainings gut vorstellen. Die Begründungen, warum sich die Probandinnen die Verwendung des S.E.R.F. Gurtes im Alltag oder im Sport nicht vorstellen konnten, variierten. So gaben mehrere Probandinnen an, dass der Gurt zu wenig be-

quem für eine Alltagsnutzung sei und umständlich unter oder über der Kleidung zu tragen sei. Außerdem wurde laut den Angaben der Probandinnen ein Einfluss auf das Gangbild gespürt, welcher zur subjektiven Gang- und Gleichgewichtsunsicherheiten führte. Auch die eingeschränkte Bewegungsfreiheit wurde mehrmals als Grund angegeben.

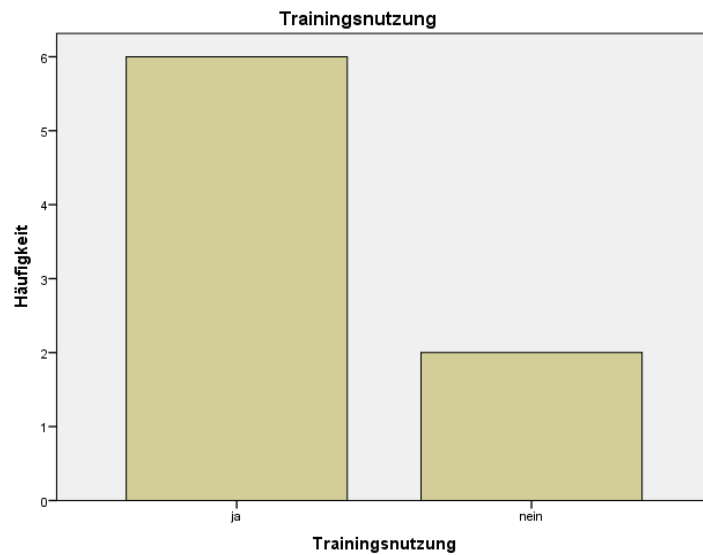


Abbildung 15: Evaluierung der Trainingsnutzung des S.E.R.F. Gurtes

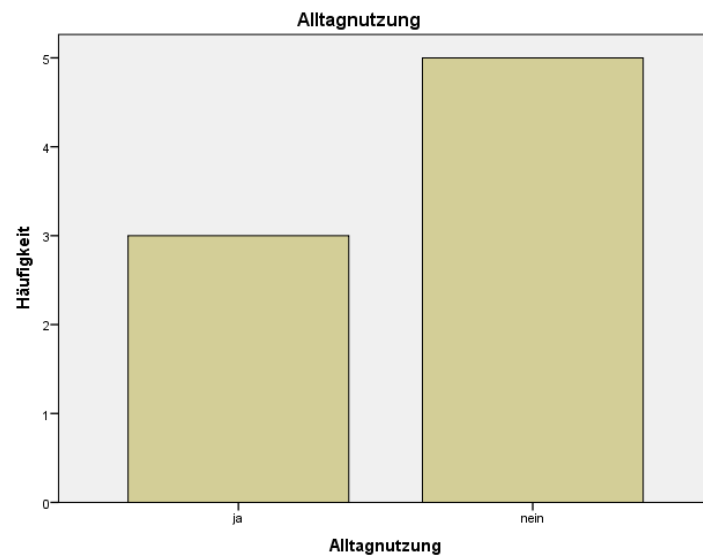


Abbildung 16: Evaluierung der Alltagsnutzung des S.E.R.F. Gurtes

3.3. Ergebnisse der Gangparameter

Auch die Auswertung der erhobenen Gangparameter Schrittlänge, Schrittbreite, Schrittfrequenz sowie der Divergenz und des Center of pressure erfolgte mithilfe des Statistikprogrammes SPSS und der Anwendung des Wilcoxon-Tests für zwei abhängige Stichproben.

Schrittlänge

Rechtes Bein:

Durch die statistische Auswertung der Daten konnte kein signifikanter Unterschied ($p = 0,129$) zwischen der Schrittlänge mit und ohne Gurt festgestellt werden. Vergleicht man die durchschnittliche Schrittlänge aller Probandinnen, so wurde eine geringere Schrittlänge von 0,62 cm unter der Anlage des S.E.R.F. Gurtes gefunden. Werden die jeweiligen Ergebnisse der einzelnen Probandinnen betrachtet, findet man im Durchgang mit Gurt bei vier der Probandinnen eine geringere Schrittlänge. Bei drei Probandinnen konnte kein Unterschied festgestellt werden und lediglich bei einer kam es zu einer Vergrößerung der Schrittlänge. Die dazugehörigen Werte werden in den unten abgebildeten Graphiken dargestellt.

		OG	SD_OG	MG	SD_MG
Schrittlänge - re		Mittelwert		Mittelwert	
Probandinn	1	70,00	6,00	70,00	4,00
	2	69,00	2,00	69,00	4,00
	3	69,00	1,00	68,00	3,00
	4	66,00	2,00	64,00	6,00
	5	67,00	3,00	68,00	1,00
	6	59,00	3,00	58,00	1,00
	7	62,00	1,00	62,00	1,00
	8	68,00	4,00	66,00	2,00

Tabelle 5: Mittelwerte der Schrittlänge re in cm plus Standardabweichung

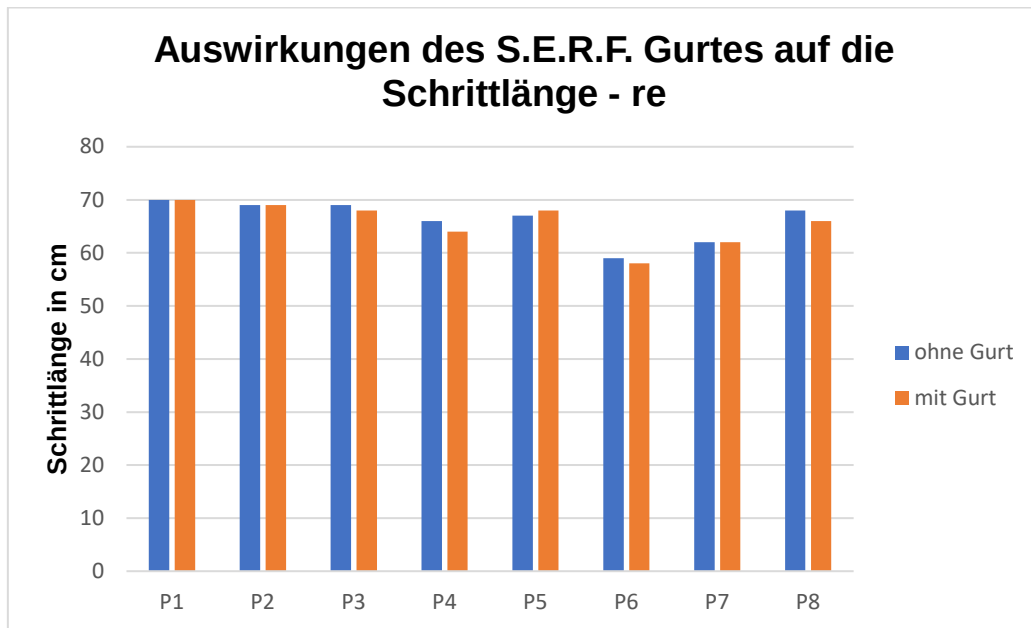


Abbildung 17: Unterschiede der Schrittlänge re der einzelnen Probandinnen

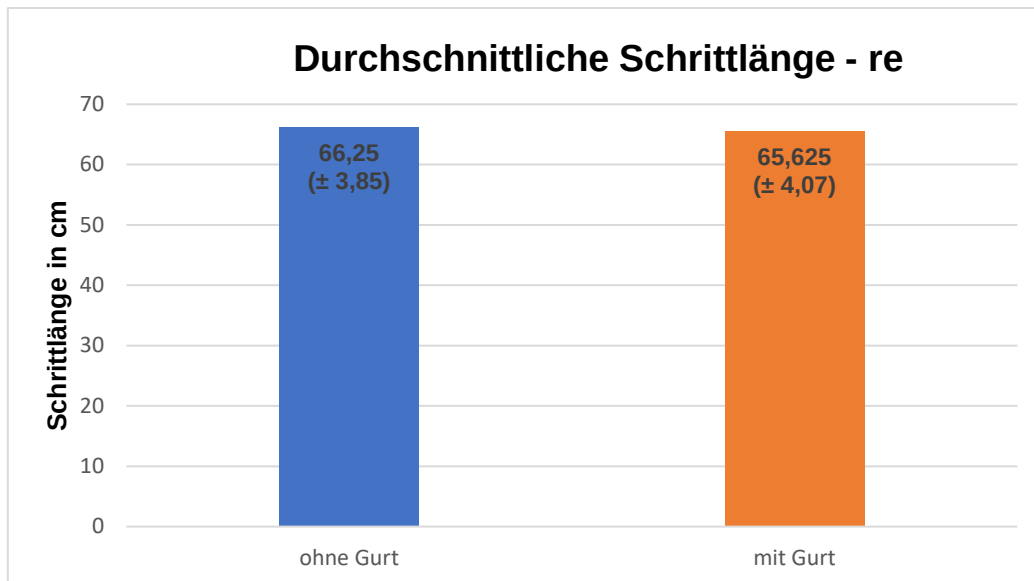


Abbildung 18: durchschnittliche Schrittlänge re mit und ohne Gurt

Linkes Bein

Es wurde vermutet, dass die Anlage des S.E.R.F. Gurtes am rechten Bein nicht nur Auswirkungen auf ebendieses bewirken könnte, sondern auch Auswirkungen auf den gesamten Gangzyklus möglich wären. Daher wurden ebenso die Ergebnisse des linken Beines analysiert um den Einfluss des S.E.R.F. Gurtes auf das Gangbild genau zu eruieren.

Auch im Bezug auf die durchschnittliche Schrittlänge des linken Beines konnte kein signifikanter Unterschied ($p = 0,078$) zwischen den zwei Durchgängen festgestellt werden. Der p-Wert des linken Beines befindet sich jedoch näher an der Signifikanzgrenze als jener des rechten Beines (re $p = 0,129$). Die Werte der durchschnittlichen Schrittlänge aller Probandinnen unterscheiden sich kaum von denen des rechten Beines. Auch hier kam es zu einer geringen Schrittlängenverminderung von 1,75 cm durch die Anlage des Gurtes. Analysiert man die einzelnen Werte aller Probandinnen, konnten auch hier minimale Veränderungen festgestellt werden. Bei der Hälfte der Teilnehmerinnen kam es zu einer Verminderung der Schrittlänge. Bei drei Personen ergab sich keine Veränderung und bei einer wurde eine minimale Vergrößerung festgestellt. In der darunter abgebildeten Tabelle sind die dazugehörigen Werte abgebildet, außerdem werden sie in den darauffolgenden Graphiken veranschaulicht.

		OG	SD_OG	MG	SD_MG
Schrittlänge (li in cm)		Mittelwert		Mittelwert	
Probandin	1	75,00	2,00	72,00	2,00
	2	68,00	3,00	68,00	1,00
	3	66,00	5,00	66,00	2,00
	4	65,00	6,00	66,00	6,00
	5	68,00	2,00	68,00	1,00
	6	63,00	2,00	58,00	3,00
	7	62,00	3,00	60,00	3,00
	8	67,00	2,00	62,00	4,00

Tabelle 6: Mittelwerte der Schrittlänge li plus SD, in cm

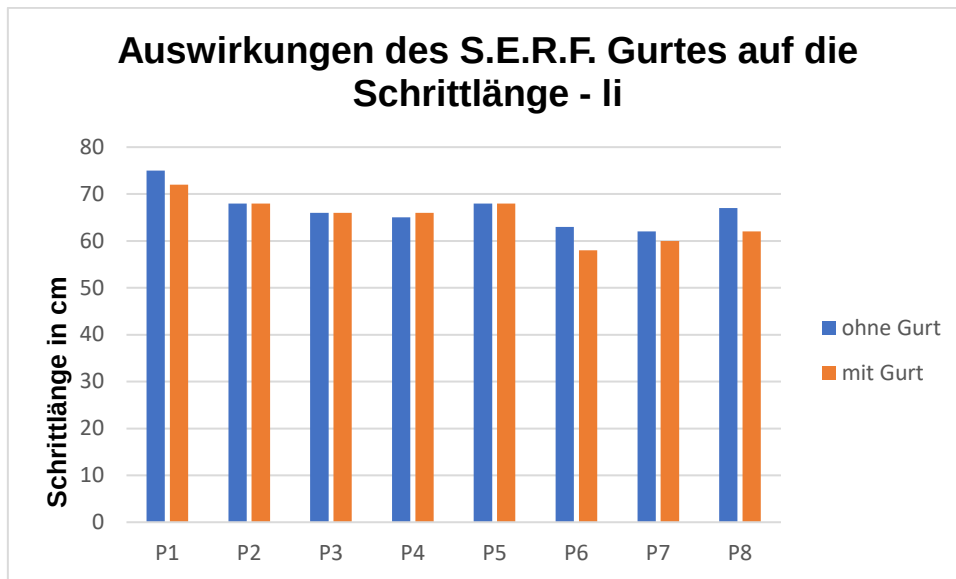


Abbildung 19: Unterschiede der Schrittlänge li der einzelnen Probandinnen

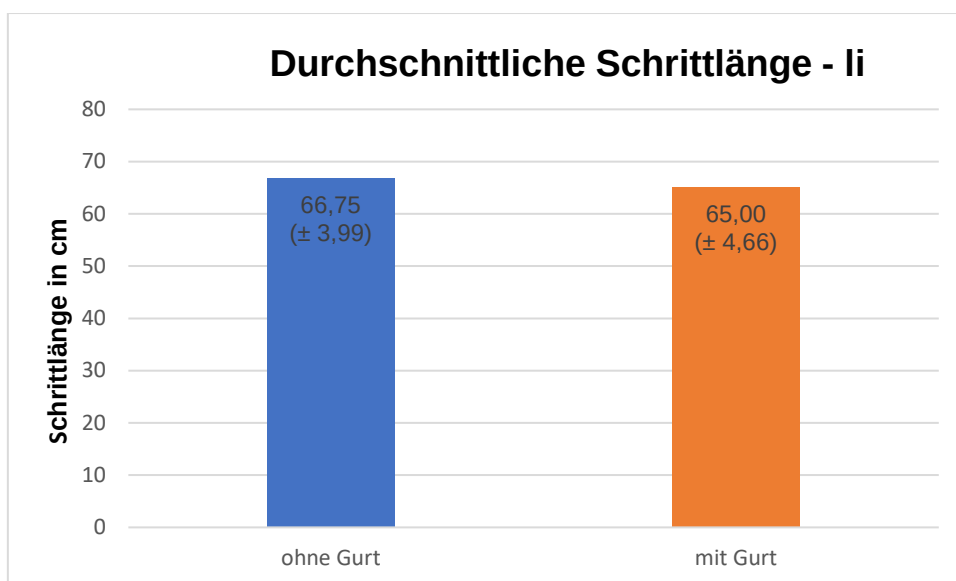


Tabelle 7: durchschnittliche Schrittlänge li mit und ohne Gurt

Schrittbreite

Auch bei der Auswertung der Daten der Spurbreite gab es keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,084$) zwischen den Ergebnissen der Durchgänge mit und ohne Gurt. Im Vergleich der durchschnittlichen Schrittbreite aller Teilnehmerinnen konnte unter der Anlage des Gurtes eine minimale Vergrößerung von einem cm festgestellt werden. Analysiert man die Werte der einzelnen Probandinnen, zeigt sich bei fünf Personen eine Ver-

größerung, bei einer Person eine Verkleinerung und bei zwei der Probandinnen keine Veränderung der Schrittbreite. Die genauen Werte sind in den folgenden Graphiken dargestellt. In der folgenden Tabelle sind die Werte, inklusive Standardabweichung, der durchschnittlichen Schrittbreite aller Probandinnen aufgelistet.

		OG	SD_OG	MG	SD_MG
Schrittbreite (in cm)		Mittelwert		Mittelwert	
Probandin	1	9,00	4,00	8,00	4,00
	2	8,00	3,00	8,00	3,00
	3	8,00	4,00	9,00	3,00
	4	7,00	2,00	8,00	2,00
	5	9,00	2,00	12,00	3,00
	6	9,00	2,00	10,00	2,00
	7	9,00	3,00	9,00	3,00
	8	7,00	3,00	10,00	3,00

Tabelle 8: Mittelwerte der Schrittbreite plus SD, in cm

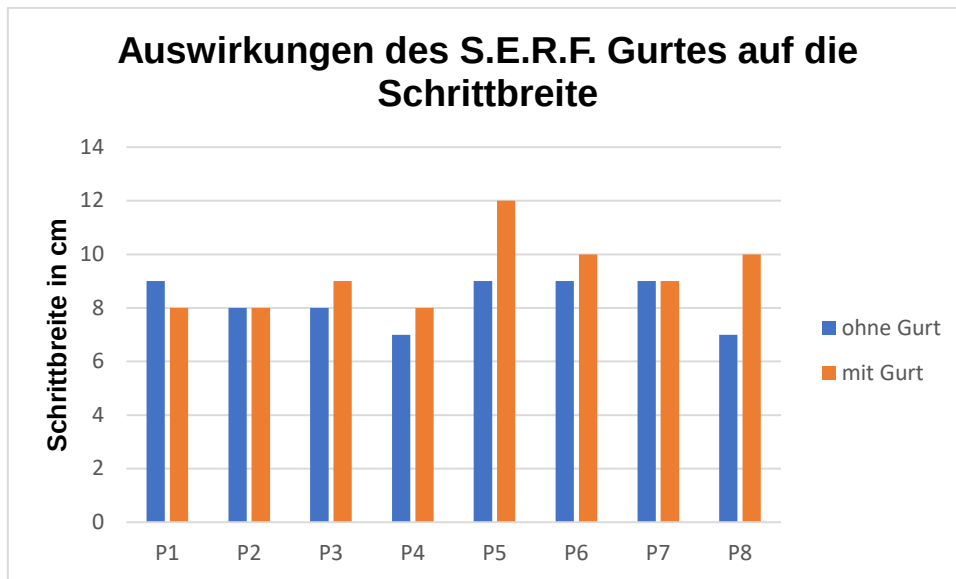


Abbildung 20: Unterschiede der Schrittbreite der einzelnen Probandinnen

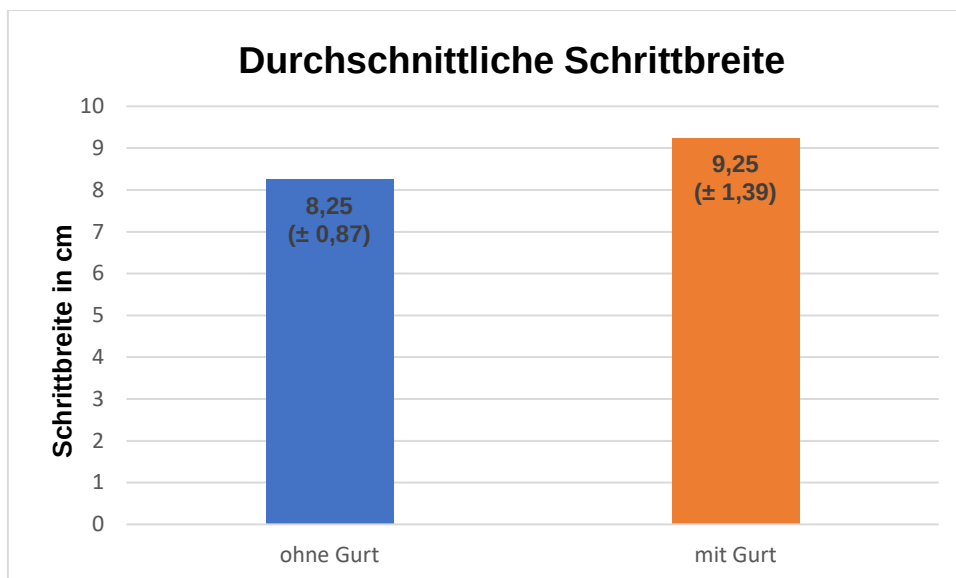


Abbildung 21: durchschnittliche Schrittbreite mit und ohne Gurt

Schrittfrequenz

Sowie bereits bei Schrittlänge und Schrittbreite konnte auch bei dem letzten der gemessenen Gangparameter, der Schrittfrequenz, kein signifikanter Unterschied ($p = 0,915$) zwischen den zwei Durchgängen gemessen werden. Im Hinblick auf die durchschnittliche

Schrittfrequenz der gesamten teilnehmenden Probandinnen, kam es durch das Tragen des Gurtes zu einer geringeren Schrittzahl pro Minute. Die Differenz lag bei 0,37 Schritten. Betrachtet man die einzelnen Ergebnisse aller Probandinnen, lässt sich bei zwei Personen eine Erhöhung und bei vier Personen eine Verminderung der Schrittfrequenz, unter Anlage des Gurtes, erkennen. Wiederum bei zwei Personen konnte kein Unterschied festgestellt werden.

In der darunter abgebildeten Tabelle sowie den darauffolgenden Graphiken werden die genauen Werte mit den dazugehörigen Standardabweichungen dargestellt und veranschaulicht.

Schrittfrequenz (Schritte pro Minute)		OG Mittelwert	SD_OG	MG Mittelwert	SD_MG
Probandin	1	103,00	3,00	107,00	2,00
	2	120,00	2,00	118,00	2,00
	3	114,00	3,00	111,00	2,00
	4	110,00	3,00	113,00	6,00
	5	127,00	2,00	127,00	2,00
	6	122,00	4,00	119,00	2,00
	7	113,00	4,00	113,00	4,00
	8	113,00	4,00	111,00	4,00

Tabelle 9: Mittelwerte der Schrittfrequenz plus SD

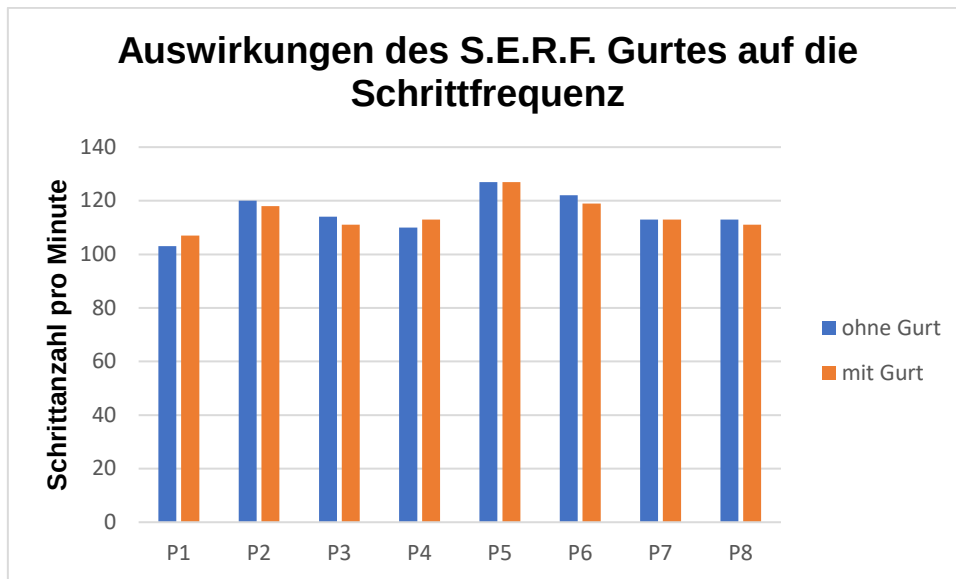


Abbildung 22: Unterschiede der Schrittfrequenz der einzelnen Probandinnen

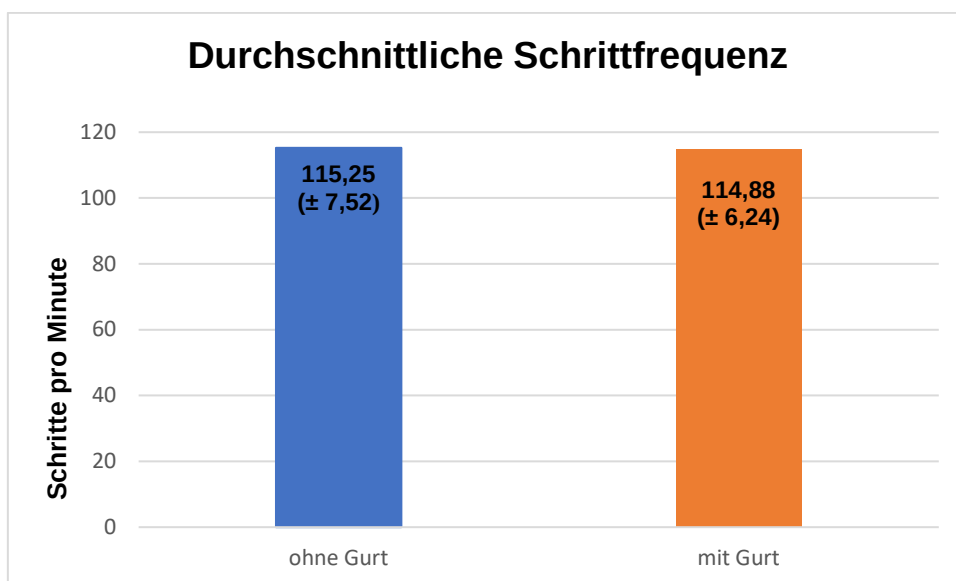


Abbildung 23: durchschnittliche Schrittfrequenz mit und ohne Gurt

Standphase

Rechtes Bein

Bei der Analyse der durchschnittlichen Dauer der Standphase in Prozent konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied ($p = 0,753$) zwischen den Durchgängen mit und ohne Gurt gemessen werden. Bei der Auswertung der durchschnittlichen Dauer der Standphase aller Probandinnen konnte nur eine minimale Verminderung von 0,04 Prozent festgestellt

werden. Betrachtet man die Veränderungen bei den einzelnen Probandinnen, kann bei drei von ihnen eine Verminderung, bei weiteren dreien eine Vergrößerung und bei zwei der Probandinnen keine Veränderung erkannt werden.

Standphase (re in %)		OG	SD_OG	MG	SD_MG
		Mittelwert		Mittelwert	
Probandin	1	63,10	1,50	61,70	,70
	2	63,60	1,90	63,60	2,10
	3	62,00	1,50	62,20	,90
	4	62,20	1,20	64,90	,90
	5	64,00	1,40	62,30	1,00
	6	63,40	1,00	63,40	1,10
	7	63,30	1,00	62,80	1,10
	8	63,00	1,80	63,40	1,70

Tabelle 10: Mittelwerte der Dauer der Standphase plus SD, in %

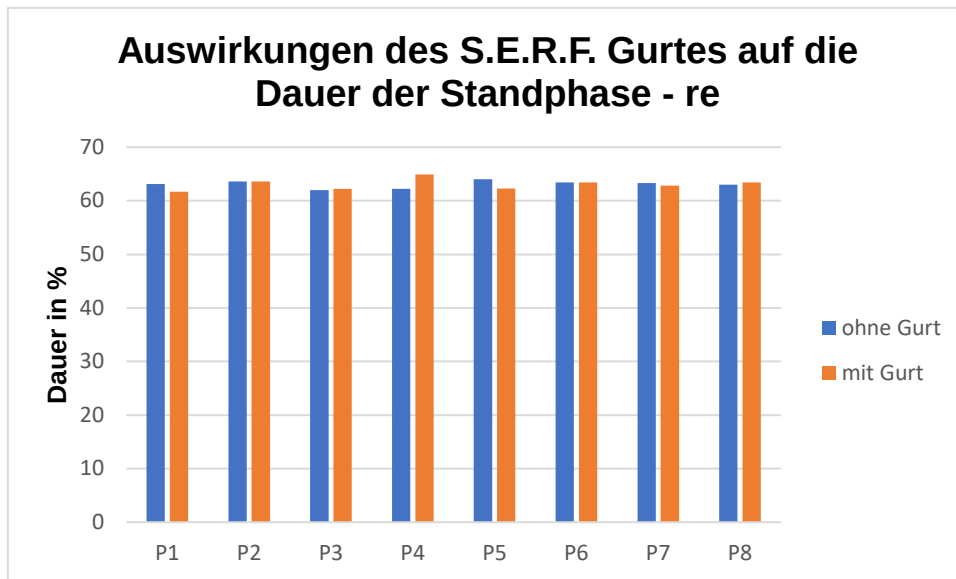


Abbildung 24: Unterschiede der Dauer der Standphase der einzelnen Probandinnen

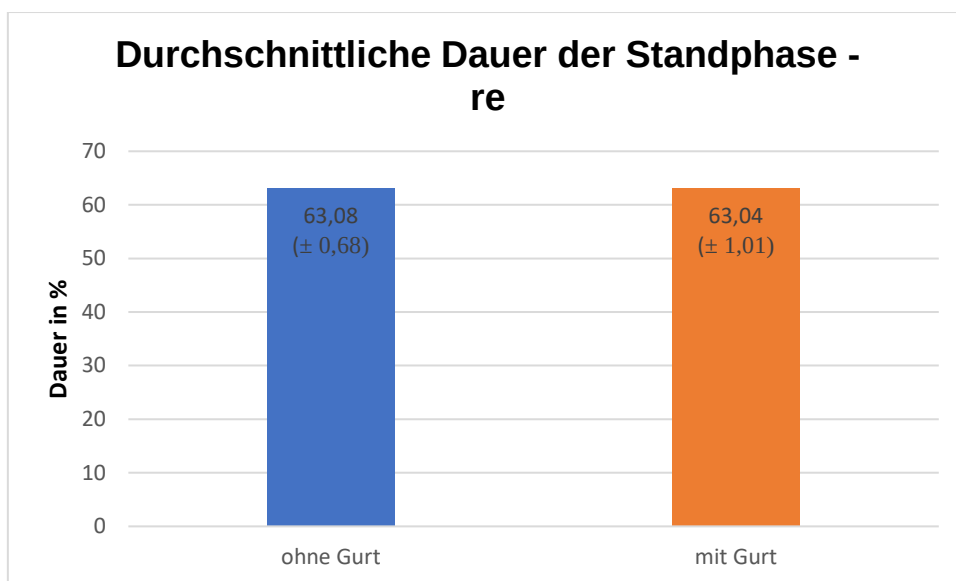


Abbildung 25: durchschnittliche Dauer der Standphase re mit und ohne Gurt

3.4 Ergebnisse Fußrotation

Rechtes Bein

Durch die statistische Auswertung der Daten konnte auch im Hinblick auf die Rotation des Fußes während des Ganges ebenso wie bei den Gangparametern davor kein signifikanter Unterschied ($p = 0,484$) zwischen dem Durchgang ohne und jenem mit Gurt festgestellt werden. Betrachtet man die durchschnittliche Fußrotation aller Probandinnen kann, unter

Anlage des Gurtes, eine vergrößerte Rotation des Fußes von 1,77 Grad nach außen erkannt werden. Bei der Betrachtung aller einzelnen Werte fällt auf, dass die Veränderungen pro Person stark variieren. Bei zwei der Probandinnen kam es im Durchgang mit Gurt zu einer Verminderung und bei vier der Probandinnen zu einer Vergrößerung der Außenrotation. Bei einer der Personen gab es eine Verschiebung der Fußrotation von Innen- zu Außenrotation und bei einer weiteren von Außen- zu Innenrotation. Während Werte im positivem Bereich für eine Rotation des Fußes nach außen (Divergenz) stehen, beschreiben Werte im negativen Bereich eine Rotation nach innen. Die einzelnen Werte sind mit den dazugehörigen Standardabweichungen in der unten dargestellten Tabelle und den darauffolgenden Graphiken aufgelistet.

Fußrotation (in Grad)	re	OG	SD_OG	MG	SD_MG
		Mittelwert		Mittelwert	
Probandin	1	4,40	2,70	2,50	2,70
	2	3,70	3,80	4,90	1,60
	3	,00	26,50	11,10	2,10
	4	-,30	24,30	8,80	5,90
	5	14,00	2,00	14,90	1,90
	6	8,70	2,40	9,00	2,40
	7	6,10	1,80	5,50	1,80
	8	2,30	1,10	-3,60	21,70

Tabelle 11: Mittelwerte der Fußrotation re plus SD, in Grad

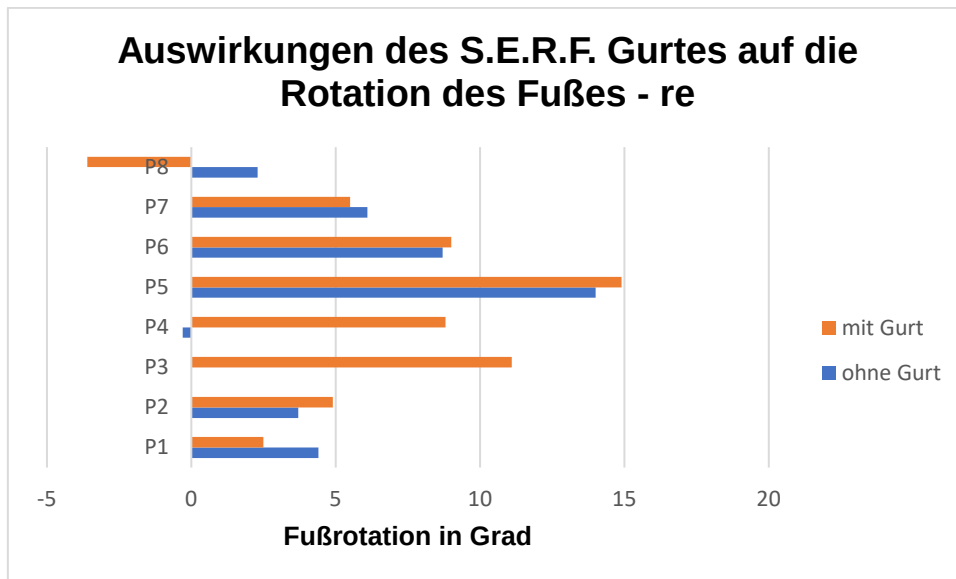


Abbildung 26: Unterschiede der Fußrotation re der einzelnen Probandinnen

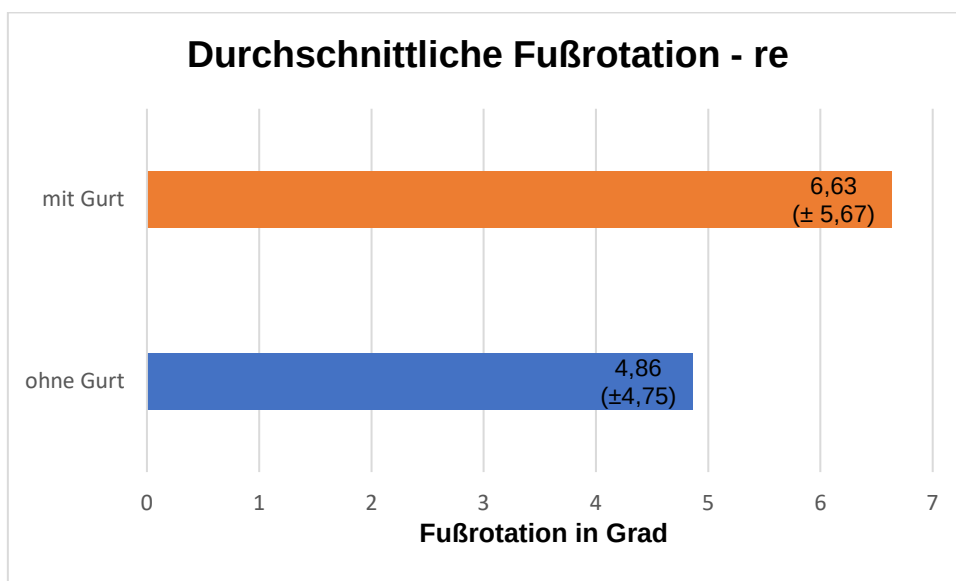


Abbildung 27: durchschnittliche Fußrotation re mit und ohne Gurt

Linkes Bein

Auch am linken Bein konnte kein signifikanter Unterschied ($p = 1,00$) der Fußrotation zwischen den jeweiligen Durchgängen festgestellt werden. Dennoch konnte auch hier eine minimale Veränderung der Rotation des Fußes unter der Anlage des Gurtes erkannt werden. Bei der Analyse der durchschnittlichen Fußrotation aller Probandinnen kam es wiederum zu einer Vergrößerung der Rotation von 0,08 Grad nach außen. Betrachtet man die einzelnen Ergebnisse der Probandinnen, erkennt man bei drei der Teilnehmerinnen

eine Verminderung der Divergenz und bei wiederum drei der Probandinnen kam es zu einer Vergrößerung der Divergenz. Eine der Teilnehmerinnen zeigte eine verminderte und eine weitere eine vergrößerte Rotation des Fußes nach innen. In den unten abgebildeten Tabellen und Graphiken werden die genauen Werte mit dazugehörigen Standardabweichungen dargestellt und veranschaulicht.

Fußrotation li (in Grad)		OG Mittelwert	SD_OG	MG Mittelwert	SD_MG
Probandin	1	-10,10	23,00	-2,30	1,60
	2	-3,10	2,10	-5,20	9,60
	3	5,60	4,40	7,10	2,60
	4	10,70	1,50	4,20	15,00
	5	4,30	2,90	2,90	2,20
	6	4,30	1,90	5,30	1,70
	7	3,50	1,80	4,30	1,50
	8	,60	7,30	,20	2,90

Tabelle 12: Mittelwerte der Fußrotation li plus SD, in Grad

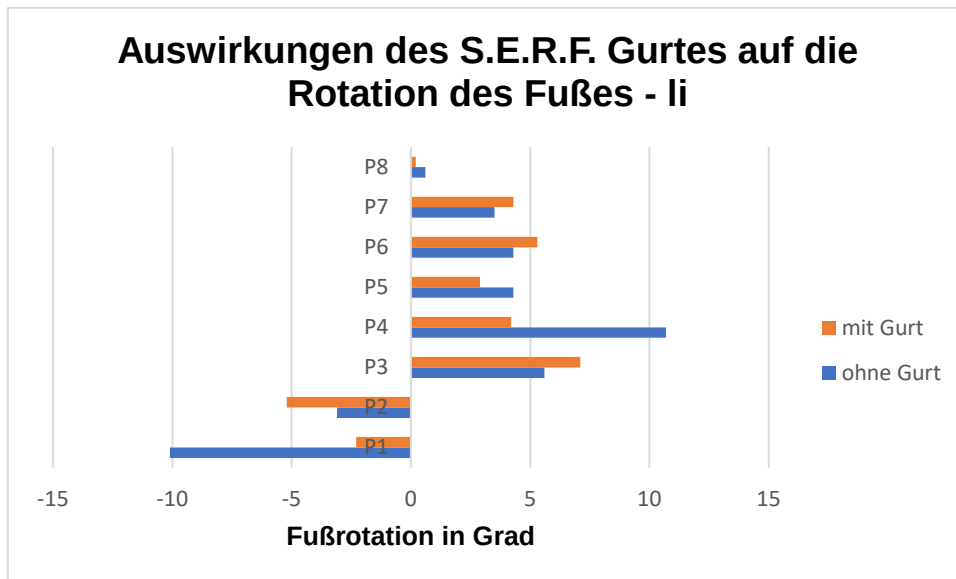


Abbildung 28: Unterschiede der Fußrotation li der einzelnen Probandinnen

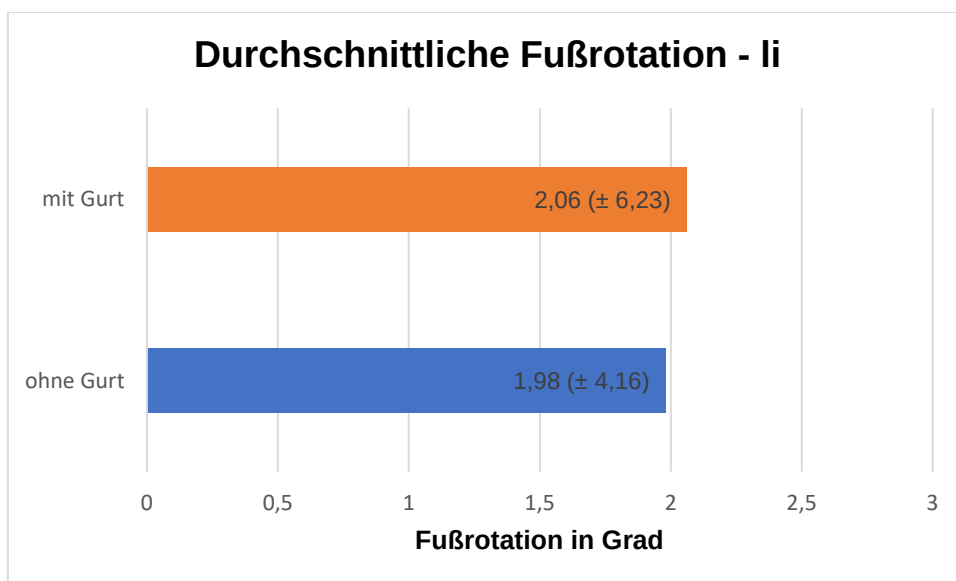


Abbildung 29: durchschnittliche Fußrotation li mit und ohne Gurt

3.5 Center of Pressure

Zur Analyse möglicher Veränderungen des Center of Pressures durch die Verwendung des S.E.R.F. Gurtes wurden die dazugehörigen Parameter Länge der Ganglinie, Anterior/Posterior Position und die Laterale Symmetrie verwendet. Diese Parameter wurden auch in einigen andern Studien in denen der COP analysiert wurde wie zum Beispiel bei

(Yoo et al., 2017) verwendet. Die Auswertung der einzelnen Parameter erfolgte auch hier mithilfe des Statistik Programmes SPSS 24 und dem Wilcoxon-Test.

Länge der Ganglinie

Im Bezug auf die Länge der Ganglinie konnte kein signifikanter Unterschied ($p = 0,401$) zwischen den jeweiligen Durchgängen mit und ohne Verwendung des Gurtes festgestellt werden. Betrachtet man die durchschnittliche Länge der Ganglinie aller Probandinnen, erkennt man jedoch, unter Anlage des Gurtes, eine Verminderung von 4,88 mm. Bei der Analyse der einzelnen Ergebnisse der Probandinnen konnte bei mehr als der Hälfte, also bei fünf Probandinnen, ebenfalls eine Verkürzung der Ganglinie festgestellt werden. Bei drei Probandinnen kam es wiederum zu einer Vergrößerung. Die einzelnen Werte sind in der unten dargestellten Tabelle und den folgenden Graphiken abgebildet und veranschaulicht.

		OG	SD_OG	MG	SD_MG
Ganglinie (Länge in mm)		Mittelwert	Mittelwert	Mittelwert	Mittelwert
Probandin	1	232,00	18,00	205,00	13,00
	2	207,00	34,00	216,00	4,00
	3	197,00	62,00	218,00	17,00
	4	203,00	62,00	215,00	49,00
	5	203,00	8,00	198,00	4,00
	6	213,00	4,00	203,00	31,00
	7	211,00	6,00	198,00	38,00
	8	219,00	4,00	193,00	57,00

Tabelle 13: Mittelwerte der durchschnittlichen Länge der Ganglinie plus SD, in mm

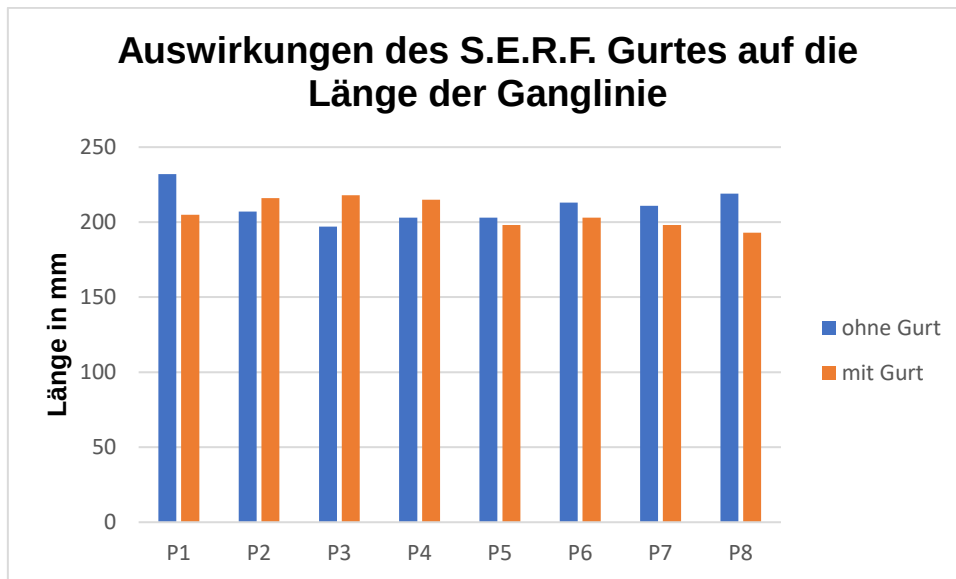


Abbildung 30: Unterschiede der Länge der Ganglinie der einzelnen Probandinnen

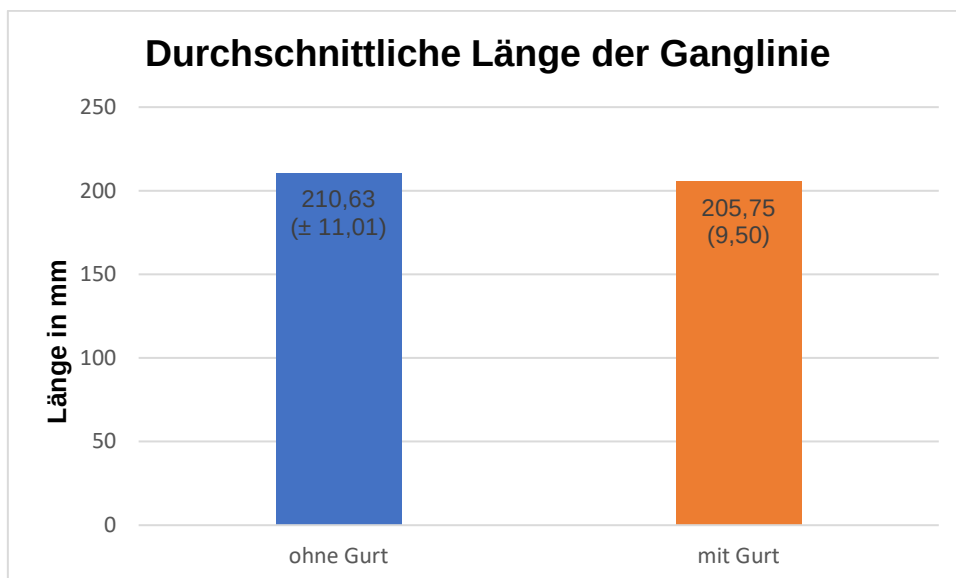


Abbildung 31: durchschnittliche Länge der Ganglinie mit und ohne Gurt

Anterior/Posterior Position

Die statistische Auswertung der aufgezeichneten Daten ergab erneut keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,726$) zwischen den jeweiligen Durchgängen. Im Bezug auf die durchschnittliche Anterior/Posterior Position aller Probandinnen, konnte wie bereits bei der Länge der Ganglinie eine geringe Verminderung erkannt werden. Es kam durch die Ver-

wendung des S.E.R.F. Gurtes zu einer Verminderung, das heißt einer Verlagerung des COP Schnittpunktes nach posterior, von 4,52 mm. Die Veränderungen der Werte der einzelnen Probandinnen hielten sich hier genau die Waage. Bei einer Hälfte der Probandinnen kam es zu einer verminderten, bei der anderen Hälfte zu einer vergrößerten Anterior/Posterior Position. In der folgenden Tabelle und den dazugehörigen Graphiken werden die einzelnen Werte und Standardabweichungen dargestellt.

		OG	SD_OG	MG	SD_MG
Ant/Post position		Mittelwert		Mittelwert	
Probandin	1	138,00	30,00	101,00	39,00
	2	120,00	17,00	121,00	18,00
	3	118,00	21,00	127,00	32,00
	4	131,00	20,00	125,00	29,00
	5	105,00	22,00	98,00	23,00
	6	133,00	2,00	136,00	23,00
	7	126,00	27,00	120,00	18,00
	8	128,00	28,00	135,00	20,00

Tabelle 14: Mittelwerte der Ant/Post Verlagerung des COP Schnittpunktes plus SD, in mm

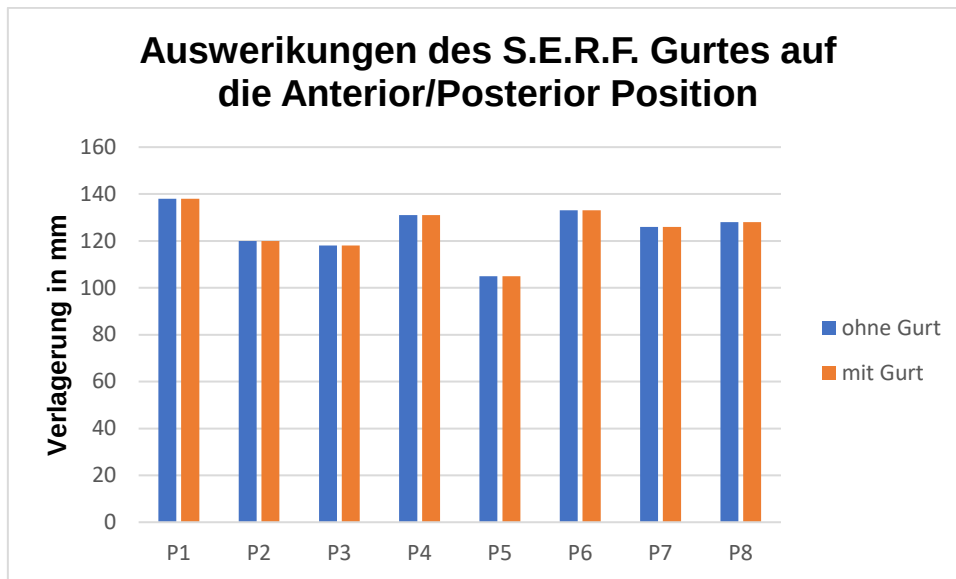


Abbildung 32: Unterschiede der Ant/Post Position der einzelnen Probandinnen

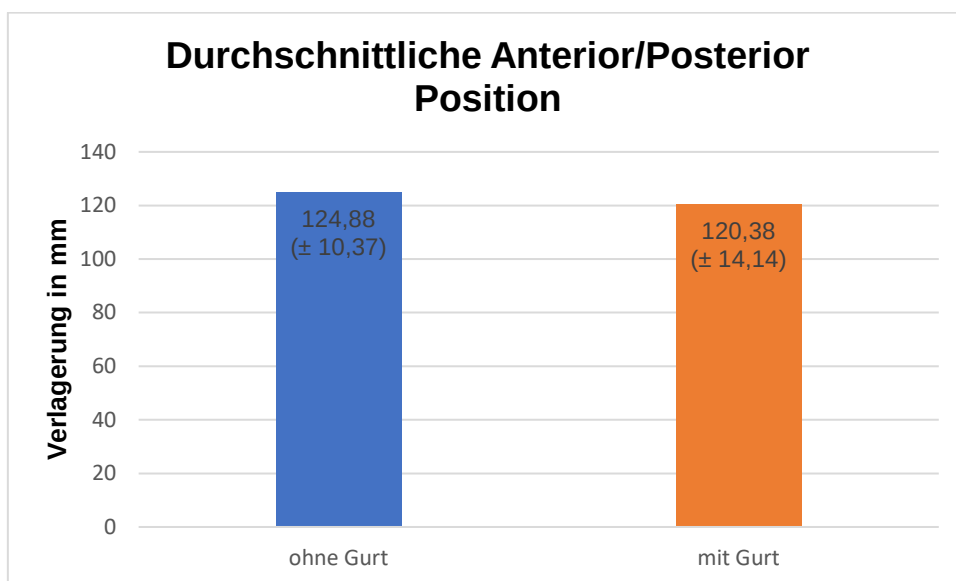


Abbildung 33: durchschnittliche Ant/Post Position mit und ohne Gurt

Seitliche Verlagerung

Auch die Auswertung der Daten der Seitlichen Verlagerung des COP Schnittpunktes ergab keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,866$) zwischen den Durchgängen mit und ohne Verwendung des S.E.R.F. Gurtes. Bei der Analyse der durchschnittlichen Position der Seitlichen Verlagerung kam es, unter der Anlage des Gurtes, zu einer durchschnittlichen Verlagerung von links nach rechts von circa 3 mm. Durch die Analyse der einzelnen

Ergebnisse aller Probandinnen konnte bei einer Teilnehmerin eine verminderte Verlagerung nach links und bei einer weiteren keine Verlagerung festgestellt werden. Bei weiteren zwei der Probandinnen ergab sich eine verminderte Verlagerung nach rechts. Bei wiederum zwei der Probandinnen kam es zu einer Verlagerung von links nach rechts und bei ebenfalls zwei Teilnehmerinnen zu einer Verlagerung von rechts nach links. In der darunter abgebildeten Tabelle und den folgenden Graphiken werden die genauen Werte dargestellt.

Seitliche Verlagerung (in mm)		OG Mittelwert	SD_OG	MG Mittelwert	SD_MG
Probandin	1	-7,00	26,00	-1,00	51,00
	2	10,00	29,00	,00	30,00
	3	11,00	27,00	9,00	31,00
	4	11,00	28,00	-7,00	37,00
	5	-26,00	33,00	13,00	35,00
	6	3,00	3,00	-2,00	33,00
	7	-6,00	27,00	8,00	25,00
	8	-8,00	37,00	-8,00	24,00

Tabelle 15: Mittelwerte der Seitlichen Verlagerung des COP Schnittpunktes plus SD, in mm

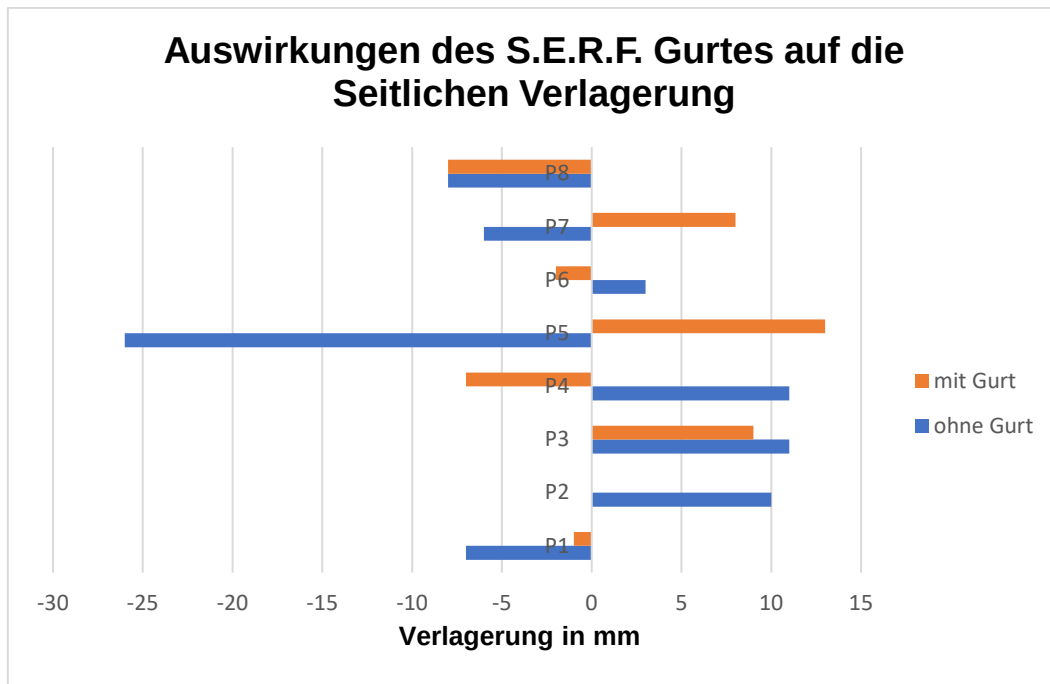


Abbildung 34: Unterschiede der Seitlichen Verschiebung des COPs der einzelnen Probandinnen

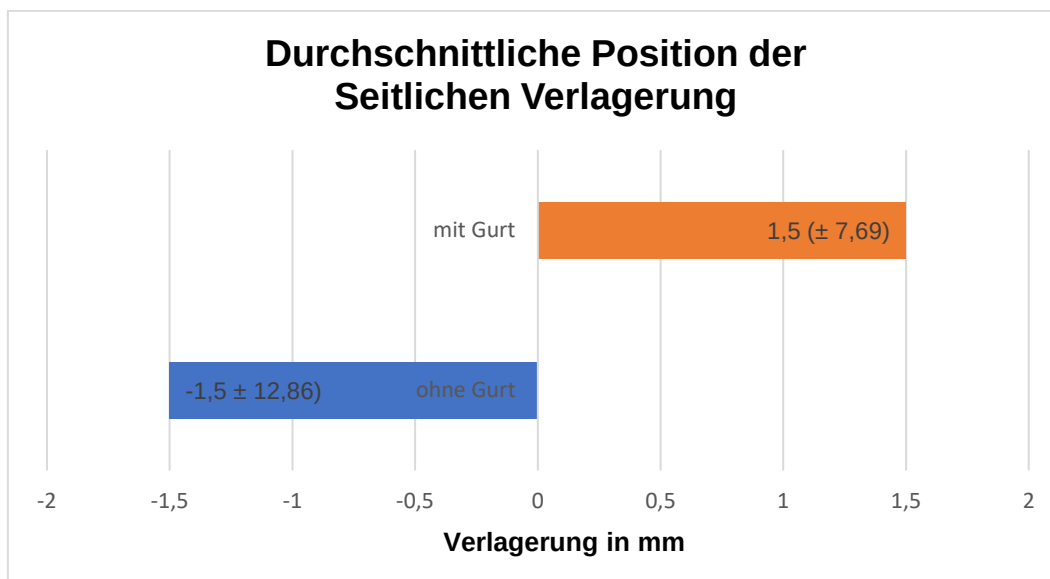


Abbildung 35: durchschnittliche Position der Seitlichen Verschiebung des COPs mit und ohne Gurt

4. Diskussion

Zu Beginn dieser Studie wurden der konkrete theoretische Hintergrund des dynamischen Knievalgus sowie daraus resultierende Pathologien des Kniegelenks erläutert. Außerdem wurde auf die wichtige Rolle der Hüftmuskulatur, insbesondere des M. gluteus maximus hingewiesen. Die einzelnen Gangphasen wurden beschrieben und auf die genaue Gelenksstellungen der unteren Extremität während dieser eingegangen. Diese Recherche der aktuellen Literatur führte zu der Forschungsfrage, welchen Effekt der S.E.R.F. Gurt auf die Muskelaktivität des M. gluteus maximus, auf die Druckverteilung des Fußes, die Fußrotation sowie auf die ausgewählten Gangparameter Schrittlänge, -breite, und -frequenz während des Ganges bei Personen mit dynamischen Knievalgus hat. Um die Hypothesen der Autoren zu bekräftigen oder gegebenenfalls zu entkräften wurden 8 Probandinnen in 2 Messdurchgängen, einmal mit und einmal ohne dem S.E.R.F. Gurt, analysiert. Die Resultate dieser Analyse wurden statistisch mit einem Wilcoxon-Test ausgewertet. Auf die Bedeutung dieser gefundenen Ergebnisse wird in diesem Kapitel näher eingegangen und deren klinische Relevanz dargestellt. Diese wird mit Ergebnissen von ähnlichen, bereits vorhandenen Studien verglichen. Ebenso wird auf die Limitationen dieser Arbeit eingegangen.

4.1 Interpretation der Ergebnisse

Zur Überprüfung der Forschungsfrage welchen Effekt der S.E.R.F. Gurt auf die Muskelaktivität des M. gluteus maximus hat, wurden die durchschnittlichen Muskelaktivitäten mit und ohne Gurt durch einen Wilcoxon-Test miteinander verglichen. Es kam zu keiner signifikanten Erhöhung der M. gluteus maximus Aktivität. Daher muss die von den Autoren aufgestellte Hypothese, dass der S.E.R.F. Gurt die M. gluteus maximus Aktivität signifikant erhöht, abgelehnt werden.

Vergleicht man jedoch die beiden Mittelwerte der Datensätze miteinander, so konnte eine geringfügige Verbesserung der M. gluteus maximus Aktivität durch den Gurt festgestellt werden. Beachtet man die erhobenen Werte einzelner Probandinnen, so fällt eine große Variabilität der Werte auf, da die GMAX Aktivität während dem Gehen sehr individuell ist, allgemein ist die Gluteus maximus Aktivität während dem Gehen aber eher niedrig (Kirsten Götz-Neumann, 2015). Diese Variabilität könnte allerdings auch auf eine nicht korrekte MVC Messung zurückzuführen sein, zum Beispiel könnte eine Probandin bei der MVC Messung nicht ihr Optimum erreicht haben und somit das Ergebnis nicht die tatsächlichen

%MVC widerspiegeln. Auf diese Problematik wird in den Limitationen genauer eingegangen.

Auffällig ist, dass bei 4 von 8 Probandinnen einer Erhöhung festgestellt werden konnte, bei 3 jedoch eine Abnahme der Aktivität stattgefunden hat und bei einer Probandin kein Unterschied zu sehen war. Betrachtet man das genaue Personenprofil der Probandinnen, so fällt auf, dass die Teilnehmerinnen, welche eine erhöhte M. gluteus maximus Aktivität durch den S.E.R.F. Gurt zeigten, bei der Testung des KASR im Durchschnitt niedrigere KASR Werte erzielten (0,97; 0,97; 0,98; 0,95). Ein niedriger KASR Wert bedeutet eine vermehrte Valgusstellung im Kniegelenk (Mizner et al., 2012; Ortiz et al., 2016). Insgesamt drei Probandinnen erreichten einen KASR von 0,99, also zeigten sie nur einen gering ausgeprägten dynamischen Knievalgus. Bei zwei Probandinnen davon nahm die GMAX Aktivität ab, bei der dritten blieb sie circa gleich. Dies lässt darauf schließen, dass der KASR Wert möglicherweise im indirekt proportionalen Verhältnis zur Steigerung der Muskelaktivität des M. gluteus maximus steht. Es wird von den Autoren vermutet, dass es Personen gibt, welche mehr von dem S.E.R.F. Gurt profitieren könnten, und welche die weniger geeignet für den Gurt sind. Ein möglicher Faktor für die Eignung könnte das Ausmaß des dynamischen Knievalgus sein, sodass der Gurt erst ab einer gewissen Stärke des dynamischen Knievalgus einen Benefit für potentielle PatientInnen bringt. Lediglich Probandin 3 (KASR = 0,93), die den niedrigsten KASR Wert zeigte, fällt aus diesem Schema hinaus, da bei ihr die M. gluteus maximus Aktivität abnahm. Daher müssen, um die Vermutung der Autoren zu bestätigen, noch weitere Studien mit größeren Probandenanzahlen durchgeführt werden.

Ein anderer Erklärungsansatz für den nicht signifikanten Unterschied in der GMAX Aktivität wäre, dass der S.E.R.F. Gurt möglicherweise mehr Einfluss auf die anderen Hüftaußenrotatoren, insbesondere den M. gluteus medius, haben könnte. Die Hauptaufgabe des M. gluteus medius besteht aus der Abduktion des Beines, jedoch spielt er auch bei der Außenrotation des Beines eine wichtige Rolle. (Semciw, Pizzari, Murley, & Green, 2013) Arbeitet dieser Muskel insuffizient, so kommt es während des Gehens zu einer Adduktion des Beines, welche eine Teilkomponente des dynamischen Knievalgus ist (D. Kim, Unger, Lanovaz, & Oates, 2016). Da der M. gluteus medius jedoch mit einem Oberflächen-EMG nicht deutlich zu erreichen ist, da er größtenteils vom M. gluteus maximus verdeckt wird, wurde er somit in dieser Arbeit nicht behandelt.

Ebenso könnte ein Grund für die nicht signifikante Veränderung der M. gluteus maximus Aktivität sein, dass die Probandinnen keinen exzessiven dynamischen Knievalgus während dem Gehen zeigten. Gehen ist eine eher weniger anspruchsvolle Tätigkeit und erfordert somit weniger Stabilisierungsarbeit als zum Beispiel beim Steigen steigen oder bei Sprüngen benötigt wird. Daher könnte beim Springen von einem Stepper, wie es bei der Ermittlung des KASR der Fall ist, ein dynamischer Knievalgus demonstriert werden und somit das Haupteinschlusskriterium erfüllt werden, jedoch wird dieser demonstrierte Knievalgus beim KASR durch die geringere Anforderung während dem Gehen nicht sichtbar.

Ein weiterer Grund, der für die nicht signifikante Veränderung der M. gluteus maximus Aktivität ursächlich sein könnte, ist, dass in dieser Arbeit nur gesunde Probandinnen ohne Schmerzen und ohne diagnostizierten Pathologien teilnahmen. Da der S.E.R.F Gurt speziell für die Therapie von Pathologien wie zum Beispiel einem PFSS entwickelt wurde, müssten die Auswirkungen des Gurtes direkt an Betroffenen dieser Pathologien analysiert werden, um eine sinnvolle Aussagekraft zu erzielen. Betrachtet man jedoch die Ergebnisse einzelner Teilnehmerinnen dieser Studie, so konnten sich auch hier die M. gluteus maximus Aktivitäten durch die Anlage des Gurtes deutlich erhöhen, teilweise sogar verdoppeln. Dies lässt ein neues Einsatzgebiet für den S.E.R.F Gurt erschließen, so könnte er bereits in der Prävention eingesetzt werden und somit manche Entstehung eines PFSS oder eine vordere Kreuzbandruptur oder ähnliches verhindern.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass aufgrund des fehlenden signifikanten Unterschieds der M. gluteus maximus Aktivität, eine Nutzung des S.E.R.F. Gurtes während dem Gehen als keine optimale Therapievariante angesehen wird. Deshalb wird die Verwendung des Gurtes bei anspruchsvolleren Aufgaben empfohlen, da in diese Richtung bereits gute Ergebnisse durch die Studien von (Souza et al., 2007), (Herrington, 2013) und (Greuel et al., 2017) erbracht wurden.

Im Bezug auf die verschiedenen **Gangparameter** Schrittlänge, Schrittbreite, Schrittfrequenz sowie auf die Rotation des Fußes und den Center of Pressure wurde, wie auch bereits für die Analyse der Muskelaktivität des M. gluteus maximus, zur Überprüfung der Forschungsfrage welchen Effekt der S.E.R.F. Gurt auf die verschiedenen Gangparameter hat, der Wilcoxon Test für die statistische Auswertung verwendet. Dabei wurden jeweils die Mittelwerte der erhobenen Parameter mit und ohne Gurt miteinander verglichen. Bei keinem der genannten Parameter konnte ein signifikanter Unterschied gemessen werden. Minimale Veränderungen ließen sich jedoch erkennen. Die Annahme der definierten Hy-

pothese, dass der S.E.R.F. Gurt lediglich zu geringfügigen Veränderungen der Gangparameter sowie der Fußrotation und des Center of Pressures führe, stimmt also mit den Ergebnissen überein. Die durch den Gurt verstärkte Außenrotation des Femurs hatte keine aussagekräftige Auswirkung auf die einzelnen gemessenen Parameter. Es wurden zwar etliche geringfügige Veränderungen gemessen, jedoch konnte nicht festgestellt werden, dass sich der Gurt in eine spezifische Richtung hin auf die Parameter auswirkt. Zusätzlich muss gesagt werden, dass die Probandinnen keine Möglichkeit hatten sich an den Gurt zu gewöhnen. Der Durchgang mit Gurt erfolgte direkt nach jenem ohne. Die Probandinnen trugen den Gurt zum Zeitpunkt der Messdurchgänge also das erste Mal. Wäre dies anders gewesen und die Probandinnen hätten die Möglichkeit einer Gewöhnungsphase an den Gurt gehabt, wären vielleicht sogar keine Unterschiede messbar gewesen.

Ein möglicher Grund für die minimalen Veränderungen könnte die Reaktion des Körpers auf die ungewohnte Situation, die durch das Tragen des Gurtes entsteht, sein. Einige der Probandinnen gaben an, sich während dem Gehen mit dem Gurt verunsichert zu fühlen. Dies würde zu den Ergebnissen der durchschnittlich kürzeren Schrittlänge, größeren Schrittbreite und geringeren Schrittfrequenz passen. Durch eine Anpassung dieser Parameter könnten die Probandinnen unbewusst versucht haben, ihr Sicherheitsgefühl wieder zu erlangen. Da jedoch jeder Körper unterschiedlich auf neue Reize und ungewohnte Reize reagiert, kann dies nicht verallgemeinert werden. In den folgenden Absätzen werden nun die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf die verschiedenen gemessenen Parameter genauer erläutert.

Vergleicht man die durchschnittliche **Schrittlänge** re zwischen den beiden Durchgängen mit und ohne Gurt, kann man, in jenem Durchgang in dem der Gurt getragen wurde, eine minimale Verminderung erkennen. Im nächsten Punkt werden die Ergebnisse der Schrittbreite interpretiert. Diesbezüglich wurde zwar kein signifikantes Ergebnis gemessen, aber dennoch konnte eine geringfügige Vergrößerung erkannt werden. Es ist bekannt dass Teile der Wegstrecke bei einer vergrößerten Schrittbreite zugunsten von rechts-links-Bewegungen verloren gehen um eine größere Unterstützungsfläche zu gewinnen und somit zu einer kürzeren Schrittlänge führt (Klein-Vogelbach, 2014, S. 138). Dies wäre eine mögliche Erklärung für die Verminderung der Schrittlänge. Einzeln betrachtet konnte bei drei der Probandinnen keine Veränderung festgestellt werden und bei einer kam es zu einer Vergrößerung. Bei gleich vier Teilnehmerinnen, also der Hälfte der Probandinnen, kam es zu einer Verkleinerung der Schrittlänge. Die Ergebnisse der Schrittlänge des linken Beines unterschieden sich nur minimal von

denen des rechten Beines. Auch hier konnte bei der durchschnittlichen Schrittlänge aller Probandinnen eine geringfügige Verminderung festgestellt werden. Betrachtet man die Werte der einzelnen Probandinnen fällt auf, dass es auch am linken Bein, wie bereits beim rechten, bei der Hälfte der Probandinnen zu einer verminderten, bei dreien zu einer unveränderten und bei einer Probandin zu einer vergrößerten Schrittlänge kam.

Bei dem Vergleich der durchschnittlichen **Schrittbreite** konnte, wie bereits oben erwähnt, unter der Anlage des Gurtes eine geringfügige Vergrößerung gemessen werden. Durch eine vergrößerte Schrittbreite kommt es in weiterer Folge zu einer Vergrößerung der Unterstützungsfläche was wiederum mehr Stabilität bietet. Laut Klein- 139) verleiht eine größere Schrittbreite Patientinnen ein Gefühl von Sicherheit. Das bereits weiter oben genannte Problem des Unsicherheitsgefühles der Probandinnen, könnte somit eine mögliche Begründung dafür sein. Bei der Analyse der einzelnen Probandinnen fällt auf, dass mehr als die Hälfte, das heißt fünf Personen, eine vergrößerte Schrittbreite aufwiesen. Zwei Probandinnen zeigten keine Veränderung und bei einer kam es zu einer verminderten Schrittbreite.

Bei der Messung der durchschnittlichen **Schrittfrequenz** kam es im Durchgang mit Gurt wie bei den beiden vorangegangenen Parametern zu einer geringfügigen Verminderung. Betrachtet man die einzelnen Ergebnisse erkennt man bei der Hälfte der Probandinnen eine Verminderung, bei zwei Personen eine Erhöhung und bei wiederum Zweien keine Veränderung. Auffällig ist, dass zwei der Probandinnen mit verringerter Schrittfrequenz zudem eine vergrößerter Schrittbreite und eine verminderte Schrittlänge, sowohl am rechten als auch am linken Bein, aufwiesen, was wiederum die Annahme des Ausgleichens der Unsicherheit durch eine Adaption der Gangparameter unterstreichen könnte.

Die **Standbeinphase** war kein gefragter Parameter der gestellten Hypothese. Es ist jedoch nicht bekannt, ob und wie sich die geringfügigen Änderungen der einzelnen Gangparameter, welche durch das Tragen des Gurtes entstanden sind, auf die Standbeinphase auswirken. Darum wird die Standbeinphase des rechten Beines, also an dem der Gurt angebracht wurde, zusätzlich angeführt. Durch die statistische Auswertung lässt sich allerdings auch hier kein signifikanter Unterschied feststellen. Die durchschnittliche Dauer der Standbeinphase aller Probandinnen dauerte mit Tragen des Gurtes nur um einen Bruchteil länger. Die durch den Gurt hervorgerufenen minimalen Veränderungen der einzelnen Gangparameter, dürften also keinen Einfluss auf die Standbeinphase haben. Es kann jedoch nicht gesagt werden, ob eine

Auswirkung stattgefunden hätte, wenn die gemessenen Veränderungen der einzelnen Parameter größer gewesen wären.

Die Analyse der durchschnittlichen **Fußrotation** aller Probandinnen des rechten Beines ergab unter der Anlage des Gurtes eine verstärkte Rotation des Fußes nach außen. Dies könnte durch die aus dem S.E.R.F. Gurt resultierende Außenrotation des Femur und seinen weiterlaufenden Auswirkungen bedingt sein. So könnte die indizierte Außenrotation denselben Effekt bis nach distal ausbreiten und somit zu einer vermehrten Außenrotationsstellung des Fußes führen. Auffällig ist hier, dass drei der Probandinnen mit vermehrter AR auch eine gesteigerte Aktivität des M. gluteus maximus aufwiesen. Die Auswertung der Messung der durchschnittlichen Fußrotation des linken Beines ergab durch die Verwendung des Gurtes ebenfalls eine Vergrößerung der Außenrotation. Die Werte sind allerdings weitaus geringer als die des rechten Beines, was sich durch die Anlage des Gurtes am rechten Bein erklären lässt.

Zur Analyse des **Center of pressure** wurden die drei Parameter Länge der Ganglinie, Anterior/Posterior Position und die Seitliche Verlagerung verwendet. Auch hier ergaben die Auswertungen bei keinem der genannten Parameter ein signifikantes Ergebnis. Im Hinblick auf die durchschnittliche **Länge der Ganglinie** kam es unter Anlage des Gurtes zu einer Verminderung. Bei der näheren Betrachtung der Ergebnisse der einzelnen Probandinnen, kann ebenfalls bei fünf von ihnen, also mehr als der Hälfte eine Verkürzung der Ganglinie erkannt werden. Bei den restlichen drei Probandinnen kam es jedoch zu einer Vergrößerung.

Bei der Auswertung der durchschnittlichen **Anterior/Posterior Position** des COP Schnittpunktes kam es zu einer Verminderung, sprich zu einer Verlagerung des COP Schnittpunktes nach posterior. Die Werte der einzelnen Probandinnen hielten sich hier genau die Waage. Bei vier von ihnen kam es zu einer Verminderung, das heißt zu einer Verlagerung nach posterior und bei den restlichen vier Probandinnen kam es zu einer anterioren Verlagerung des COP Schnittpunktes.

Im Hinblick auf die durchschnittliche **seitliche Verlagerung** des COP Schnittpunktes konnte unter Anlage des Gurtes eine Verlagerung von links nach rechts festgestellt werden. Im Falle des rechten Beines bedeutet dies eine Verlagerung nach lateral. In unseren zu erwartenden Ergebnissen gingen wir bereits von solch einer Verlagerung aus. Durch die vom Gurt verursachte Außenrotation könnte es weiterlaufend auch in den darunterliegenden Gelenken zu einer Anpassung beziehungsweise Veränderung der Gelenksstellungen kommen. Ein dynamischer Knievalgus geht mit einer Eversionsstellung des Cal-

caneus und dadurch vermehrte Pronationsstellung im Vorfuß einher. Der Gurt soll durch die erzeugte AR des Femurs dem Knievalgus entgegenwirken. Ein möglicher Grund für die seitliche Verlagerung des COP Schnittpunktes könnte somit die weiterlaufende Wirkung des Gurtes auf das Sprunggelenk und den Fuß sein, die zu einer verminderten Eversions- und Pronationsstellung und so zu einer Verlagerung des COP nach lateral führen könnte.

Folgender Aspekt wurde nicht instrumentell erhoben oder quantifiziert und auch nicht statistisch ausgewertet, fiel aber den Autoren während der Durchführung der Studie ins Auge. So konnte beobachtet werden, dass fünf der acht Probandinnen im Durchgang mit dem S.E.R.F. Gurt plötzlich keinen oder einen stark verminderten Armpendel des rechten Armes aufwiesen. Ein Grund dafür könnte die einseitige Anlage des Gurtes und somit auch eine einseitige Anpassung des Körpers an die neue Situation sein. Außerdem zeigt dies erneut, dass der Gurt einen subjektiven, individuellen Einfluss auf das typische Gangbild hat.

Abschließend kann noch wie bereits oben erwähnt gesagt werden, dass der S.E.R.F. Gurt keine signifikanten Auswirkungen auf die Gangparameter sowie die Fußrotation und den COP und somit in weitere Folge auf das Gangbild hat. Bei den Gangparametern untereinander konnte lediglich bei Schrittlänge, Schrittbreite und Schrittfrequenz eine zu vermutende, jedoch nicht eindeutige, Tendenz gefunden werden. Um die Ergebnisse dieser Studie zu hinter- oder zu widerlegen, müssten weitere Studien bezüglich der Gangparameter durchgeführt werden.

4.2 Vergleich zu anderen Studien

Bis dato existieren drei Studien bezüglich den Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes, durchgeführt von Greuel et al. (2017), Herrington (2013) und Souza et al. (2007)

Lediglich Souza et al. (2007) bezogen sich in deren Studie ebenso auf die Muskelaktivität des M. gluteus maximus. In der Studie von (Souza et al., 2007) wurden von 5 ProbandInnen mit PFSS der Schmerz und die M. gluteus maximus Aktivität sowie die maximale Innenrotation in der Hüfte während verschiedener Aufgaben gemessen. Diese Aufgaben beinhalteten ein Step-Down-Manöver, einen Drop-Jump und Laufen mit einer Geschwindigkeit von 3.5m pro sec. All diese Tests wurden mit und ohne dem S.E.R.F. Gurt absolviert. Die ProbandInnen gaben eine 50-prozentige Reduktion der Schmerzen durch den S.E.R.F. Gurt an. Ebenso berichteten Powers et al. dass die Innenrotation während allen drei Übungen signifikant abnahm. Die M. gluteus max Aktivität steigerte sich um 178%

nach der Anlage des Gurtes. Diese Studie ist durch die sehr geringe ProbandInnenanzahl stark limitiert, außerdem werden keine genaueren Ein- beziehungsweise Ausschlussverfahren definiert. Ebenso fehlt die genaue Beschreibung der durchgeführten Aktivitäten und Messmethoden. Die Studie von Souza et al. (2007) unterscheidet sich von dieser Arbeit folgendermaßen: Powers et al. analysierte PatientInnen mit diagnostiziertem PFSS, während in dieser Arbeit nur gesunde Probandinnen, welche einen dynamischen Knievalgus präsentierten, eingeschlossen wurden. Außerdem wurde in dieser Arbeit die M. gluteus maximus Aktivität im Gehen gemessen, während Powers et al. Tätigkeiten mit einer grundsätzlichen höheren M. gluteus maximus Aktivität wählte. Dadurch könnte auch das unterschiedliche Ergebnis der GMAX Aktivität zustande gekommen sein. Weitere Studien, die sich auf die Aktivität des M. gluteus maximus beziehen, existieren bis dato laut dem Wissen der Autoren nicht. Zwei weitere Studien zum S.E.R.F. Gurt jedoch andere Auswirkungen des Gurtes. So führte Herrington (2013) eine Studie mit 12 weiblichen Teilnehmerinnen mit diagnostizierten PFSS durch, um die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf den vorhandenen Schmerz und auf den gezeigten Grad des Knievalgus während einer einbeinigen Kniebeuge sowie einbeinigem Heruntersteigen von einem Stepper festzustellen. Sie fanden eine signifikante Schmerzlinderung bei Frauen mit PFSS durch den S.E.R.F. Gurt. Ebenso fanden sie eine signifikante Verminderung des Knievalgus, welche jedoch mit Vorsicht zu betrachten ist, da der SDD (=smallest detectable difference) nicht überschritten worden ist und somit die Aussagekraft des Ergebnis angezweifelt werden kann, wie auch die Autoren der Studie vermerken. So wie auch schon Souza et al. (2007) wurden auch von Herrington (2013) nur Probandinnen mit diagnostiziertem PFSS und präsenten Schmerzen in ihren Studien eingeschlossen und unterscheiden sich somit von dieser Arbeit, in der nur gesunde Probandinnen ohne Schmerzen und Einschränkungen teilnehmen durften.

Greuel et al. (2017) untersuchten die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf das Laufen. 22 gesunde ProbandInnen nahmen an der Studie teil. Diese mussten eine Strecke von 22 Metern mit und ohne Gurt zurücklegen, währenddessen wurden dreidimensionale Aufzeichnungen von den TeilnehmerInnen gemacht sowie Kraftaufzeichnungen durchgeführt. Der S.E.R.F. Gurt reduzierte signifikant die Hüft- und Knieinnenrotation während der Standbeinphase des Laufens. Auffällig ist die von Greuel et al. (2017) durchgeführte Anlage des S.E.R.F. Gurtes, da sich diese sehr zu der Anlage, die in dieser Arbeit verwendet wurde, unterscheidet.

In den beiden Arbeiten von Greuel et al. (2017) und Herrington (2013) wurden zwar andere Outcomeparameter als in dieser Arbeit gewählt, jedoch lassen die Ergebnisse der bei-

den Studien darauf schließen, dass der S.E.R.F. Gurt ein geeignetes Therapiemittel bei der Behandlung aller auf einer vermehrten Innenrotation basierenden Kniepathologien wäre.

Zur Auswirkung des Gurtes auf die Gangparameter Schrittlänge, -breite, -frequenz sowie Rotation des Fußes und die Druckverteilung existieren bis dato noch keine Vergleichswerte.

4.3 Klinische Relevanz

Bereits etliche Studien beschrieben den Zusammenhang der Gesäßmuskulatur und dem dynamischen Knievalgus und es existieren bereits klinische Beweise für die Effektivität eines gezielten Hüftmuskulatur bei allen Pathologien, die aufgrund eines dynamischen Knievalgus entstehen. Eine erhöhte M. gluteus maximus Aktivität in der Therapie aller auf einem dynamischen Knievalgus basierenden Pathologien wäre insofern wünschenswert, da damit direkt an der Ursache dieser Pathologien gearbeitet werden kann. Durch den S.E.R.F. Gurt könnten die herkömmlichen Therapieansätze optimal unterstützt werden.

Da der S.E.R.F. Gurt in dieser Studie durchaus positive Ergebnisse hinsichtlich Verbesserung der Muskelaktivität des M. gluteus maximus lieferte, könnte er ein relevantes Therapiegerät für den klinischen Alltag darstellen. Für Personen mit einem stark ausgeprägten dynamischen Knievalgus beziehungsweise einer sehr schlecht stabilisierten Beinachse könnte der S.E.R.F. Gurt eine äußerst sinnvolle Ergänzung der herkömmlichen Therapie darstellen. Da jedoch keine signifikante Veränderung der M. gluteus maximus Aktivität durch den Gurt bei allen Probandinnen dieser Studie festgestellt werden konnte, ist die Verwendung des Gurtes nicht bei allen PatientInnen zu empfehlen. Ob ein/e PatientIn von dem Gurt profitieren könnte, muss somit individuell beurteilt werden.

Desweiteren könnte der S.E.R.F. Gurt bereits im Bereich der Prävention eingesetzt werden, da er in dieser Arbeit bei einzelnen Probandinnen, welche weder Schmerzen noch diagnostizierte Pathologien hatten, bereits für sehr gute Ergebnisse sorgte. Eine gezielte Prävention würde erhebliche Vorteile bringen. Vor allem im Sport könnte somit eine lange Verletzungspause vermieden werden.

Da die Teilnehmerinnen dieser Arbeit größtenteils angaben, sich die Nutzung des Gurtes im Alltag nicht vorstellen zu können, hingegen während des Sports beziehungsweise während der Therapie schon, erschließt sich somit das favorisierte Nutzungsgebiet des

Gurtes. Da Alltagstätigkeiten meistens weniger Anforderungen an den Körper stellen, ist ein Nutzen des Gurtes während des Sports in den meisten Fällen ohnehin sinnvoller.

Eine möglichst effektive Therapie und Prävention von Pathologien wie PFSS, ITBS oder einer vorderen Kreuzbandruptur wäre insofern wünschenswert, da durch solche Pathologien die Lebensqualität der Betroffenen deutlich gesenkt wird, lange Verletzungspausen entstehen können und auch finanziell gesehen für das Gesundheitssystem hohe Kosten entstehen.

Im Hinblick auf die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf die Gangparameter Schrittlänge, Schrittbreite, Schrittfrequenz sowie die Fußrotation und den center of pressure und deren klinischer Relevanz, kann gesagt werden, es ist von Vorteil, dass keine signifikanten sondern lediglich geringfügige Unterschiede festgestellt werden konnten. Hätte die Verwendung des Gurtes wirklich zu signifikanten Veränderungen der einzelnen Parameter und in weitere Folge eine Veränderung des Gangbildes geführt, wären die Probandinnen aus ihrem bekannten und verinnerlichten Bewegungsmuster während dem Gehen herausgerissen worden. Dies hätte folglich zu Kompensations- und Ausweichbewegungen führen können wodurch es wiederum in weiterer Folge zu möglichen Problematiken in angrenzenden Gelenken kommen hätte können.

4.4 Limitationen

Im Rahmen der Durchführung dieser Studie sowie der Auswertung der Ergebnisse stießen die Autorinnen auf folgende Limitationen, welche durch eine eingeschränkte Anzahl der Ressourcen oder im Vorhinein mangelnde Berücksichtigung entstanden sind.

Diese Limitationen sollen nun in diesem Kapitel genauer erläutert werden.

Gurt

Um ein standardisiertes Ergebnis zu erreichen, wurde bei allen Probandinnen der S.E.R.F. Gurt am rechten Bein angebracht. Dadurch wurde die Dominanz eines Beines nicht berücksichtigt und kann somit einen Einfluss auf das Ergebnis haben. Allgemein ist zuzugabe, dass ein dynamischer Knievalgus meistens nicht nur auf einem Bein vorhanden ist, daher wären Studien mit beidseitiger Gurtanlage von Vorteil.

Weiters ist zum S.E.R.F. Gurt anzumerken, dass er nur in drei unterschiedlichen Größen verfügbar ist (S; M; L), welche jedoch alle prinzipiell eher sehr klein geschnitten sind. Dies dürfte zwar keinen direkten Effekt auf das Messergebnis haben, jedoch könnte dadurch

der Tragekomfort des Gurtes eventuell schlechter evaluiert worden sein. Außerdem ist der Gurt wegen der mangelnden Auswahl an Größen nicht für jede/n PatientIn perfekt anpassbar.

Kleine Stichprobengröße

Die vorliegende Studie wurde durch die sehr kleine Probandinnenanzahl von 8 TeilnehmerInnen stark limitiert. Durch eine hohe Probandenanzahl könnten mögliche Fehler die während einer Studie auftreten besser kompensiert werden. Außerdem wären mehr Probandinnen mit einem deutlichen Knievalgus wünschenswert gewesen, da jedoch nur wenige der direkt angesprochenen Personen bereit waren, an dieser Arbeit teilzunehmen, mussten auch alle bereitwilligen potentiellen TeilnehmerInnen mit hohem KASR Wert (um die 0.99) eingeschlossen werden.

TeilnehmerInnen größtenteils Physiotherapiestudenten

Einen weiteren Einfluss könnten die teilnehmenden Probandinnen darstellen. So nahmen fast nur Physiotherapie-Studentinnen an dieser Studie teil. Es wird angenommen, dass Sport- oder Physiotherapie-StudentInnen ein besseres Körpergefühl besitzen als Personen, welche keinen Bezug zu Bewegung und Körper haben und kein dementsprechendes Hintergrundwissen vorweisen können. Dadurch könnte die Ausführung beeinflusst worden sein und somit das Ergebnis dieser Studie, welches dadurch nicht auf die gesamte Population umlegbar ist.

keine Kontrollgruppe

Weiters ist zuzusagen, dass es sich bei dieser Arbeit um ein quasi-experimentelles Forschungsdesign handelt, da es keine Kontrollgruppe mit Probandinnen ohne dynamischen Knievalgus gab. Mit einer Kontrollgruppe würde sich natürlich die Aussagekraft dieser Arbeit erhöhen.

2D Videoanalyse KASR

Eine weitere Limitation stellt die 2D Videoaufnahme des KASR dar. Auch wenn Ortiz et al. (2016) für den KASR eine sehr gute Inter- und Intrareliabilität gefunden haben, muss gesagt werden, dass eine 2D Videoaufnahme fehleranfällig ist als eine 3D Videoaufnahme und somit eine 3D Aufnahme immer einer 2D Aufnahme vorzuziehen ist. Leider stand den Autorinnen keine 3D Videokamera zur Verfügung.

MVC Messung

Das Normalisieren zur MVC Messung ist aktuell die gängigste Methoden um eine Standardisierung der EMG Werte zu erreichen, jedoch liefert die MVC Messung auch viele Nachteile. So ist laut Konrad (2011) die MVC Messung nur an gesunden Probandinnen durchführbar. Ermüdung, Schmerzen, Ausführung und Motivation der TeilnehmerInnen können einen starken Einfluss auf die Messergebnisse haben. Es kann auch nicht gewährleistet werden, dass während der MVC Messung die tatsächliche Höchstleistung des zu testenden Muskels erbracht wird. Auch kann nicht jeder Muskel isoliert angespannt werden und bei manchen Testpositionen arbeiten mehrere Muskeln zusammen. Sousa & Tavares (2012) behaupten, dass sich ein Vergleich der Muskelaktivität einer isometrischen Kontraktion, wie sie bei der MVC Messung durchgeführt wird, mit einer dynamischen Bewegung als schwierig gestalten könnte, da sich die Muskellänge oft als sehr variabel gestaltet. Dennoch ist in heutigen Studien die MVC-Messung die am meisten praktizierte Methode der Amplitudennormalisierung.

5. Zusammenfassung und Ausblick

Abschließend werden im letzten Kapitel noch ein kurzes Resümee der gesamten Arbeit sowie ein Blick in die Zukunft geworfen.

5.1 Zusammenfassung

Ein dynamischer Knievalgus kann zur Entstehung verschiedenen Problematiken des Kniegelenks führen. So können Überlastungssyndrome wie ein Patellofemorales-Schmerzsyndrom oder ein Iliotibiales-Bandsyndrom aber auch akute Verletzungen wie die Ruptur des vorderen Kreuzbandes daraus resultieren. Ein dynamischer Knievalgus besteht laut Powers (2010) aus folgenden Teilkomponenten: einer vermehrten Adduktion im Hüftgelenk, einer Innenrotation des Femurs mit einer daraus resultierenden Abduktion der Tibia und als weiterlaufende distale Komponente einer Pronation im unteren Sprunggelenk. Ein Grund für den dynamischen Knievalgus kann eine Schwäche der Hüftmuskulatur sein (Bolgla et al., 2011; Fredericson et al., 2000; Ireland et al., 2003). Es existieren bereits gut etablierte Therapiekonzepte für ein gezieltes Training dieser Hüftmuskeln, um diese herkömmlichen Therapieansätze zu unterstützen, wurde der S.E.R.F. Gurt entwickelt. Besagter Gurt soll eine passive Außenrotation des Femurs erzeugen und somit die Aktivität der Hüftmuskulatur durch dessen Annäherung verbessern sowie den Grad des Knievalgus verringern und somit zu einer Entlastung des Kniegelenks führen. In dieser Arbeit wurden anhand von 8 Probandinnen die Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf die Muskelaktivität des M. gluteus maximus sowie auf die Gangparameter Schrittbreite, -länge, und -frequenz sowie auf den center point of pressure und die Fußrotation eruiert. Gemessen wurden diese durch ein EMG sowie durch Druckmessplatten. Pro Probandin gab es zwei Messdurchgänge zu einem Messzeitpunkt, einmal mit und einmal ohne S.E.R.F. Gurt. Sowohl für die Muskelaktivität des GMAX als auch für die ausgewählten Gangparameter konnten in dieser Arbeit keine signifikanten Änderungen ausgelöst durch den Gurt festgestellt werden. Die Muskelaktivität nahm im Durchschnitt jedoch leicht zu, vor allem bei Probandinnen, die einen stark ausgeprägten Knievalgus zeigten. Auch wurden leichte Veränderungen der Gangparameter festgestellt, so verkleinerten sich die Schrittlänge sowie die Schrittfrequenz, die Schrittbreite nahm hingegen leicht zu. Diese Veränderungen des Gangbilds lassen auf Unsicherheit schließen, welche durch eine Adaption der Gangparameter ausgeglichen wurde. Da alle Probandinnen noch keine Vorerfahrungen mit dem S.E.R.F. Gurt hatten, wird vermutet, dass der Gurt bei den Teilnehmerinnen für einen ungewohnten Input sorgte und sich somit das Gangbild veränderte. Mittels eines Fragebogens wurde der Tragekomfort des Gurtes evaluiert. Der Tragekom-

fort wurde im Durchschnitt von mittelmäßig bis gut eingeordnet, die Teilnehmerinnen konnten sich eine Nutzung des Gurtes während des Trainings bzw. während der Therapie größtenteils sehr gut vorstellen, während die meisten eine Nutzung des Gurtes im Alltag ablehnten.

Diese Ergebnisse führen zu der Vermutung, dass der S.E.R.F. Gurt bei geeigneten PatientInnen durchaus eine relevante Therapieergänzung darstellen könnte. Da jedoch nicht bei allen Probandinnen eine erhöhte M. gluteus maximus Aktivität festgestellt werden konnte, muss individuell entschieden werden, ob ein/e PatientIn von dem Gurt profitieren könnte. Um jedoch eine bessere Aussagekraft zu erhalten, müssten weitere Studien mit größeren Probandenanzahlen durchgeführt werden.

5.2 Ausblick

Diese Studie wurde in Form einer Pilotstudie durchgeführt und konnte so erste Daten zu den möglichen Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf verschiedenen Gangparametern liefern, ebenso wurden um die Ergebnisse von Souza et al. (2007) zu bekräftigen, welche erste Untersuchungen zu den Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes auf die Gluteus maximus Aktivität anstellten, weitere Messungen zur GMAX Aktivität durchgeführt. Leider konnten in dieser Arbeit keine signifikanten Ergebnisse festgestellt werden. Es wäre deshalb durchaus interessant, diese Studie unter anderen Voraussetzungen oder anderen Forschungsfragen bezüglich des S.E.R.F. Gurtes zu wiederholen.

Wie bereits in den Limitationen erwähnt, gab es in dieser Studie eine sehr geringe Anzahl an Probandinnen. Es wäre also von Vorteil in weiteren Studien eine größere Zahl an Probandinnen zu rekrutieren um bei den Ergebnissen besser auf eine Grundgesamtheit schließen zu können.

Der gemessene KASR Winkel zur Angabe des dynamischen Knievalgus war bei den Probandinnen eher gering und sie wiesen weder Schmerzen noch diagnostizierte Pathologien des Kniegelenks auf. Es könnte also sein, dass die verwendeten Probandinnen „zu gut/gesund“ waren, um signifikante Ergebnisse liefern zu können. Darum wäre es von Vorteil weitere Studien zusätzlich mit Probandinnen, welche einen starken dynamischen Knievalgus und/oder diagnostizierte Pathologien wie zum Beispiel das PFSS aufweisen durchzuführen.

Ein weiterer Ansatz für die Durchführung folgender Studien wäre, zusätzlich den M. gluteus medius in die Messungen mit einzubeziehen, da dieser beim Gehen eine wichtige

Rolle spielt und eine vergleichsweise höhere Aktivität während des Ganges aufweist als der M. gluteus maximus. (Kirsten Götz-Neumann, 2015, S.90)

Um die Auswirkungen des Gurtes auf den GMAX herauszuheben, könnte man seine Aktivität zusätzlich bei verschiedenen Übungen wie zum Beispiel Kniebeugen oder Sprüngen analysieren. Da die Anforderungen an den Körper in diesen Aktivitäten steigen, muss eine erhöhte Stabilisationsarbeit vollbracht werden. Hier könnten Defizite deutlicher werden als während des Gehens. Dies wäre vor allem interessant, da der S.E.R.F. Gurt für die Trainingsunterstützung gedacht wäre.

Auch wenn diese Studie keine signifikanten Ergebnisse lieferte, gibt es noch viele Möglichkeiten um eventuelle signifikante Auswirkungen des S.E.R.F. Gurtes zu hinterlegen. Außerdem könnte die möglichst effektive Nutzung des Gurtes durch weitere Studien eingegrenzt werden. Damit der Gurt sich als alternatives Therapiemittel etablieren kann, müssen noch weitere positive, aussagekräftige Ergebnisse erbracht werden.

6. Literaturverzeichnis

- Aliberti, S., de S.X. Costa, M., de Campos Passaro, A., Arnone, A. C., Hirata, R., & Sacco, I. C. N. (2011). Influence of patellofemoral pain syndrome on plantar pressure in the foot rollover process during gait. *Clinics*, 66(3), 367–372. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322011000300001>
- Arazpour, M., Bahramian, F., Abutorabi, A., Nourbakhsh, S. T., Alidousti, A., & Aslani, H. (2016). The Effect of Patellofemoral Pain Syndrome on Gait Parameters: A Literature Review. *Archives of Bone and Joint Surgery*, 4(4), 298–306.
- Arnold, A. S., Anderson, F. C., Pandy, M. G., & Delp, S. L. (2005). Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 38(11), 2181–2189. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.036>
- Barton, C. J., Levinger, P., Menz, H. B., & Webster, K. E. (2009). Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Gait & Posture*, 30(4), 405–416. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.109>
- Beckers, D., Deckers, J. (1997). *Ganganalyse und Gangschulung* (1st ed.). Berlin Heidelberg New York: Springer
- Besier, T. F., Gold, G. E., Delp, S. L., Fredericson, M., & Beaupré, G. S. (2008). The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(12), 1627–1635. <https://doi.org/10.1002/jor.20663>
- Bolgla, L. A., Malone, T. R., Umberger, B. R., & Uhl, T. L. (2011). Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemo-

- ral pain syndrome. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(4), 285–296.
- Boling, M., Padua, D., Marshall, S., Guskiewicz, K., Pyne, S., & Beutler, A. (2010). Gender differences in the incidence and prevalence of patellofemoral pain syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(5), 725–730. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00996.x>
- Cavanagh, P. R., & Ae, M. (1980). A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *Journal of Biomechanics*, 13(2), 69–75.
- Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V., & Pincivero, D. M. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 41–50.
- Collis, W. J., & Jayson, M. I. (1972). Measurement of pedal pressures. An illustration of a method. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 31(3), 215–217.
- de Marche Baldon, R., Nakagawa, T. H., Muniz, T. B., Amorim, C. F., Maciel, C. D., & Serrão, F. V. (2009). Eccentric Hip Muscle Function in Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Athletic Training*, 44(5), 490–496. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.490>
- Dolak, K. L., Silkman, C., Medina McKeon, J., Hosey, R. G., Lattermann, C., & Uhl, T. L. (2011). Hip strengthening prior to functional exercises reduces pain sooner than quadriceps strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized clinical trial. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(8), 560–570. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3499>
- Drake, Vogl, & Mitchell. (2007). *Gray's Anatomie für Studenten* (1st ed.). Elsevier.
- Ferber, R., Noehren, B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2010). Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics.

- The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 52–58.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.40.1.A52>
- Fredericson, M., Cookingham, C. L., Chaudhari, A. M., Dowdell, B. C., Oestreicher, N., & Sahrmann, S. A. (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10(3), 169–175.
- Fukuda, T. Y., Melo, W. P., Zaffalon, B. M., Rossetto, F. M., Magalhães, E., Bryk, F. F., & Martin, R. L. (2012). Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial with 1-year follow-up. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(10), 823–830. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.4184>
- Fuller, E. A. (1999). Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(6), 278–291.
<https://doi.org/10.7547/87507315-89-6-278>
- Greuel, H., Herrington, L., Liu, A., & Jones, R. K. (2017). Does the Powers™ strap influence the lower limb biomechanics during running? *Gait & Posture*, 57, 141–146.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.001>
- Grieve, D. W., & Rashdi, T. (1984). Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 43(6), 816–818.
- Götz-Neumann, K. (2015). *Gehen verstehen* (4th ed.). Stuttgart: Thieme.
- Herrington, L. (2013). Effect of a SERF strap on pain and knee-valgus angle during unilateral squat and step landing in patellofemoral patients. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22(1), 27–32.

- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 299–311. <https://doi.org/10.1177/0363546505284183>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., ... Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311–319.
- Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2003). Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(11), 671–676. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.671>
- Kim, D., Unger, J., Lanovaz, J. L., & Oates, A. R. (2016). The Relationship of Anticipatory Gluteus Medius Activity to Pelvic and Knee Stability in the Transition to Single-Leg Stance. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 8(2), 138–144. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.06.005>
- Kim, J.-W., Kwon, Y., Chung, H.-Y., Eom, G.-M., Jun, J.-H., Chung, J.-S., & Park, B. K. (2011). Age-sex differences in the hip abductor muscle properties. *Geriatrics & Gerontology International*, 11(3), 333–340. <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2011.00693.x>
- Kirsten Götz-Neumann. (2015). *Gehen verstehen* (4th ed.). Thieme.
- Klein-Vogelbach, S. (2014). *Functional Kinetics* (7th ed.). Berlin Heidelberg: Springer

- Konrad. (2011). EMG Fible, Eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie (Version 1.1)
- Kramers-de Quervain I., Stüssi E., & Stacoff A. (2008). Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Sportmedizin Und Sporttraumatologie* 56.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., ... Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359–367. <https://doi.org/10.1177/0363546506293899>
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3243–3252. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.031>
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., ... Garrett, W. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(7), 1003–1010. <https://doi.org/10.1177/0363546504272261>
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 13(6), 930–935. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130618>
- Mizner, R. L., Chmielewski, T. L., Toepke, J. J., & Tofte, K. B. (2012). Comparison of 2-dimensional measurement techniques for predicting knee angle and moment during a drop vertical jump. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of*

- the Canadian Academy of Sport Medicine*, 22(3), 221–227.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31823a46ce>
- Myer, G. D., Ford, K. R., Foss, K. D. B., Goodman, A., Ceasar, A., Rauh, M. J., ... Hewett, T. E. (2010). The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 700–707.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.001>
- Nakagawa, T. H., Muniz, T. B., Baldon, R. de M., Dias Maciel, C., de Menezes Reiff, R. B., & Serrão, F. V. (2008). The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 22(12), 1051–1060.
<https://doi.org/10.1177/0269215508095357>
- Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & Posture*, 19(2), 194–205.
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00062-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00062-6)
- Noehren, B., Davis, I., & Hamill, J. (2007). ASB clinical biomechanics award winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(9), 951–956.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001>
- Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002–1012.
<https://doi.org/10.1177/0363546503261724>
- Ortiz, A., Rosario-Canales, M., Rodríguez, A., Seda, A., Figueroa, C., & Venegas-Ríos, H. L. (2016). Reliability and concurrent validity between two-dimensional and three-

dimensional evaluations of knee valgus during drop jumps. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 7, 65–73. <https://doi.org/10.2147/OAJSM.S100242>

Platzer, W. (2013). *Taschenatlas Anatomie* (11th ed.). Stuttgart: Thieme

Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 42–51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>

Quasthoff, S. (2010). Grundlagen der EMG Untersuchung. *Das Neuropathologie-Labor*, 32(1), 1–27. <https://doi.org/10.1016/j.neulab.2009.08.003>

Quatman, C. E., & Hewett, T. E. (2009). The anterior cruciate ligament injury controversy: is 'valgus collapse' a sex-specific mechanism? *British Journal of Sports Medicine*, 43(5), 328–335. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.059139>

Rowe, J., Shafer, L., Kelley, K., West, N., Dunning, T., Smith, R., & Mattson, D. J. (2007). Hip Strength and Knee Pain in Females. *North American Journal of Sports Physical Therapy : NAJSPT*, 2(3), 164–169.

Sasaki, K., & Neptune, R. R. (2010). Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2780–2784. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.011>

Semciw, A. I., Pizzari, T., Murley, G. S., & Green, R. A. (2013). Gluteus medius: An intramuscular EMG investigation of anterior, middle and posterior segments during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 858–864. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.03.007>

- Silvers, H. J., & Mandelbaum, B. R. (2007). Prevention of anterior cruciate ligament injury in the female athlete. *British Journal of Sports Medicine*, 41(Suppl 1), i52–i59. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.037200>
- Soames, R. W. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(2), 120–126.
- Sousa, A., & Tavares, J. (2012). Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review. In *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications* (pp. 85–102).
- Souza, & Powers. (2009). Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(1), 12–19. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2885>
- Souza, Powers, & Selkowitz. (2007). The effect of femoral strapping on pain response, hip rotation, and gluteus maximus activation in persons with patellofemoral pain. Retrieved from <http://www.wcpt.org/sites/wcpt.org/files/abstracts2007/Abstracts/20-21.htm>
- Souza, R. B., Draper, C. E., Fredericson, M., & Powers, C. M. (2010). Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(5), 277–285. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3215>
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95–101.

- Vaishya, R., & Hasija, R. (2009). Risk of Anterior Cruciate Ligament Rupture With Generalized Joint Laxity Following Trauma. *Apollo Medicine*, 6(1), 13–15. [https://doi.org/10.1016/S0976-0016\(11\)60027-6](https://doi.org/10.1016/S0976-0016(11)60027-6)
- Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(4), 1074–1082. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8>
- Willson, J. D., & Davis, I. S. (2008). Utility of the frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(10), 606–615. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2706>
- Yoo, S. D., Kim, H. S., Lee, J. H., Yun, D. H., Kim, D. H., Chon, J., ... Han, Y. R. (2017). Biomechanical Parameters in Plantar Fasciitis Measured by Gait Analysis System With Pressure Sensor. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 41(6), 979–989. <https://doi.org/10.5535/arm.2017.41.6.979>
- Zazulak, B. T., Ponce, P. L., Straub, S. J., Medvecky, M. J., Avedisian, L., & Hewett, T. E. (2005). Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(5), 292–299. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.5.292>

Anhang:

Evaluierung S.E.R.F. Gurt:

Auf einer Skala von 1- 10, wie hoch empfinden Sie den Tragekomfort?



1-2 = sehr schlecht | 3-4 schlecht | 5-6 mittelmäßig | 7-8 gut | 9-10 sehr gut

Könnten Sie sich vorstellen, den Gurt auch im Alltag zu benützen?
Wenn nein, warum nicht?

☐ Ja

☐ nein

Könnten Sie sich vorstellen, den Gurt während ihrer Sporteinheiten zu tragen? Wenn nein, warum nicht?

☐ Ja

☐ nein