

Medizinische Fakultät der Universität Basel
Advanced Studies



MASTERARBEIT
MAS in Functional Kinetic Science MFKSc

**Ist eine Beinlängendifferenz eine mögliche Ursache für die
Entstehung eines einseitigen Hallux valgus?**

Vorgelegt von:

Marcel Hübscher

Betreuer:

Dr. Ralf Roth

Studiengangleitung:

Prof. Dr. med. Niklaus F. Friederich,
Präsident der Studiengangkommission
Facharzt FMH Orthopädische Chirurgie
und Traumatologie des Bewegungsapparates
Sportmedizin SGSM

Andreas M. Bertram, Studiengangleiter
Dipl. Physiotherapeut
Master of Sports Physiotherapy
Certified Instructor Functional Kinetics (CIFK)

Datum: Hedingen, 29. Juni 2022

Inhaltsverzeichnis:

Hintergrund.....	4
Methoden	4
Ergebnis	4
Schlussfolgerung.....	5
Einleitung.....	6
1. Theorie.....	7
1.1 Der Hallux valgus	7
1.1.1 Pathomechanismus.....	7
1.1.2 Ätiologie	9
1.1.2.1 Das Schuhwerk	10
1.1.2.2 Pes planus.....	10
1.1.2.3 Metatarsus primus varus	13
1.1.2.4 Morphologie des ersten Metatarsalköpfchen	13
1.1.2.5 Erhöhte Hüftgelenks-Mobilität in Innenrotation und Beinlängendifferenz.....	13
1.1.2.6 Genetisch.....	13
1.1.2.7 Posturale Kontrolle	14
1.1.3 Epidemiologie.....	15
1.1.3.1 Prävalenz.....	15
1.1.3.2 Jugendliche	15
1.2 Der einseitige Hallux valgus.....	16
1.2.1 Ätiologie	16
1.2.2 Epidemiologie.....	16
1.2.4 Fazit Hallux abduktor valgus	17
1.3 Die Beinlängendifferenz	17
1.3.1 Ätiologie der strukturellen Beinlängendifferenz	18
1.3.2 Ätiologie der funktionellen Beinlängendifferenz	18
1.3.3 Epidemiologie.....	18
1.3.4 Kompensationsmechanismen und Auswirkungen einer Beinlängendifferenz	19
1.4 Biomechanik des Fusses	24
1.4.1 Beweglichkeit, Bewegungseinheit und Bewegungsmuster	25
1.4.2 Die passiven Strukturen als Energiespeicher	30
1.4.3 Die Belastung des Fusses über den Gangzyklus.....	31
1.4.3.1 Initiale Standphase 0-2% des Gangzyklus.....	32
1.4.3.2 Stossdämpfungsphase „loading response“ 2-12% des Gangzyklus.....	32
1.4.3.3 Mittlere Standphase 12-30% des Gangzyklus	32

1.4.3.4 Terminale Standphase 31-50% des Gangzyklus.....	33
1.4.3.5 Vorschwungphase 50-62% des Gangzyklus.....	35
1.4.4 Längs- und Querwölbung	36
1.4.5 Der Windenmechanismus	37
1.4.6 Die Rolle des M. abd. hallucis und der intrinsischen Muskeln	38
1.5 Klinische Relevanz und Fragestellung.....	39
2. Erklärungen und Zusammenhänge aus Sicht der FBL	40
2.1 Die Ganganalyse	41
2.1.1 Die acht Beobachtungskriterien.....	42
2.2 Beobachtungen aus der Klinik	47
2.2.1 Auswirkungen auf die Bein-und Fusslängsachse	48
2.2.2 Auswirkungen auf den Körperschwerpunkt	49
2.3 Die Funktion des Fusses beim Gehen.....	50
2.4 Die funktionelle Beinlängsachse.....	52
2.5 Einordnen des Körperschwerpunktes beim Gehen	55
3. Erklärung der Zusammenhänge.....	57
3.1 Das Verhalten des KSP und seine Auswirkung.....	57
3.2 Die Folgen der Eversion im Rückfuss	58
3.3 Die Auswirkung der Plus Flexion in der sagittalen Beinachse.....	60
3.4 Die Folgen im Gangzyklus	60
3.5 Insuffizienter M. abduktor hallucis.....	61
4. Fazit	61
Danksagungen.....	62
Suchmaschinen und Suchbegriffe	63
Abkürzungen.....	63
Literaturverzeichnis	63

Hintergrund

Der Hallux abduktor valgus (HAV) ist die häufigste Deformität des Vorfusses. Für die Entstehung eines HAV gibt es viele Theorien und wissenschaftliche Arbeiten, jedoch konnte bisher keine eindeutige Ursache benannt werden. Bis zum heutigen Zeitpunkt geht man von einem multifaktoriellen Entstehungsmechanismus aus. Der Faktor Beinlängendifferenz (BLD) für die Entstehung eines einseitigen HAV hat in der wissenschaftlichen Literatur bis anhin keine oder nur eine sehr geringe Aufmerksamkeit bekommen. In der klinischen Arbeit mit Patienten fällt anhand der Befunderhebung immer wieder auf, dass eine einseitig ausgeprägte Hallux valgus Deformität mit einer offensichtlichen höheren Häufigkeit am längeren Bein bei Personen mit BLD vorkommen. Mit dieser Beobachtung stellte sich die Frage, ob dies durch einen funktionellen Zusammenhang zu erklären ist, der sich auch mit Hilfe der Grundlagen und Erkenntnisse der Funktionellen Bewegungslehre (FBL) nach Klein-Vogelbach erklären lässt. Weiter soll diese Arbeit zeigen, ob es bereits evidente wissenschaftliche Arbeiten gibt, die den Nachweis eines Zusammenhanges zwischen der Beinlängendifferenz und der Entstehung eines einseitigen Hallux valgus untersucht haben.

Methoden

Mit einer unsystematischen, narrativen Literaturrecherche in den Datenbanken von Pubmed und Google Scholar wurde nach Studien zum Thema HAV und dem einseitigen HAV gesucht. Es wurden die Studien ausgewählt, die mögliche Ursachen für die Entstehung eines HAV im Titel der Arbeit beinhalteten. Die Recherche zum Thema BLD wurde nach demselben Verfahren durchgeführt, wobei da der Fokus auf die Literatur über die Auswirkungen einer BLD lag. Weiter wurden Studien gesucht, die den Nachweis erbringen ob ein plausibler Zusammenhang besteht, dass die BLD eine mögliche Ursache für die Entstehung eines einseitigen HAV ist.

Die Literaturrecherche wurde Ende März 2022 abgeschlossen. Alle Studien die nach Ende März 2022 veröffentlicht wurden, sind hier nicht berücksichtigt. 166 wissenschaftliche Arbeiten wurden aus den Suchmaschinen wie oben beschrieben selektiert und für die Verwendung dieser Arbeit geprüft.

Die theoretisch und praktisch funktionellen Zusammenhänge nach der FBL wurden dargestellt und begründet. Die acht Beobachtungskriterien der Ganganalyse nach FBL dienen der Erklärung, wie die funktionellen Zusammenhänge erkannt werden können. Die Biomechanik des Fusses über den Gangzyklus wurde für das Verständnis herbeigezogen um die funktionellen Zusammenhänge nach dem Konzept der Functional Kinetics zu bestätigen oder zu verwerfen.

Ergebnis

Die Studienlage zum Thema einseitiger HAV und der Zusammenhang mit einer Beinlängendifferenz ist sehr gering und kaum aussagekräftig. Auch die Daten über die Epidemiologie zeigen ein eher geringes Aufkommen eines rein einseitigen HAV. Vielmehr hat sich gezeigt, dass die Gründe für die Entstehung eines HAV am ehesten multifaktoriell bedingt sind. Dem Tragen von Schuhen, der Genetik und der Fussform eines Pes planus können einen Zusammenhang mit der Entstehung des Hallux valgus nachgesagt werden.

In einigen Fällen zeigt die Literatur auf, dass ein Fortschreiten der HAV Erkrankung mit zunehmendem Alter gegeben ist. Sei es das Voranschreiten einer einseitigen HAV Problematik oder die Entwicklung von einem einseitigen zu einem beidseitigen Problem.

Es gibt allerdings eine geringe Anzahl von Fällen, die eine rein einseitige Problematik zeigen. Bei diesen Fällen stellt sich die Frage, ob die Entstehung des HAV auch eine einseitige Ursache haben könnte.

Der wissenschaftliche Nachweis für ein kompensatorisches Verhalten bei einer Beinlängendifferenz wurde in vielen Arbeiten erbracht. Einige Studien zeigen auf, dass durch die BLD ein Absenken des Beckens einhergeht und dies kompensatorische Folgen auf die darüberliegenden Körperabschnitte mit sich bringt, Applebaum et al. 2021 [34]. Auch die Kompensationsmechanismen auf die unteren Extremitäten konnten anhand einer aussagekräftigen Studie von Khamis et al. 2017 [37] aufgezeigt werden. Es gibt unterschiedliche Meinungen ab, wann eine BLD klinisch relevant wird. Eine klinische Relevanz bekommt der Beinlängenunterschied anhand der zitierten Literatur ab 5mm bis 20mm und mehr. Aus eigenen Erkenntnissen kann dies auch schon bei geringerem Ausmass eine Relevanz haben. Die Auswirkungen der BLD und deren kompensatorischen Mechanismen sind beinahe deckungsgleich mit den Beobachtungen der FBL. Die wissenschaftlichen Erkenntnisse zur Biomechanik des Fusses während des Gehens konnten erfolgreich herbeigezogen werden um die funktionellen Zusammenhänge im Erklärungsmodell der FBL zu untermauern.

Schlussfolgerung

Es besteht die Möglichkeit, dass sich ein einseitiger Hallux valgus aufgrund einer Beinlängendifferenz entwickeln kann. Anhand der funktionellen Bewegungslehre nach Susanne Klein-Vogelbach lassen sich plausible Zusammenhänge erklären. Ein auf aussagekräftigen Studien gestützter Nachweis konnte anhand den zitierten wissenschaftlichen Arbeiten nicht erbracht werden. Die Erklärungen an Hand der FBL konnten mit den zitierten Studien in Zusammenhang gebracht werden. Um den wissenschaftlichen Nachweis zu erbringen, ist eine prospektive Untersuchung wünschenswert. Das Ziel dieser Arbeit wäre den Zusammenhang der BLD und dem Vorkommen des einseitigen HV an einer definierten Kohorte zu erfassen und zu dokumentieren.

Die funktionelle Bewegungslehre FBL im Zentrum meiner Arbeit ermöglichte es, genaue Beobachtungen am menschlichen Körper während des Gehens vorzunehmen und die gewonnenen Erkenntnisse kompetent zu interpretieren. Mit dieser Arbeit konnte aufgezeigt werden, dass die Auswirkungen einer Beinlängendifferenz aus den zitierten Studien, identisch mit meinen klinischen Beobachtungen anhand der FBL sind. Meine Feststellungen konnten mit den zitierten wissenschaftlichen Arbeiten in ihrer Aussagekraft bestätigt werden. Viele Erklärungen und Zusammenhänge beruhen aus den Erkenntnissen von Studien über den Pes planus. Ein genauer Vergleich der Biomechanik zwischen dem strukturellen Flachfuss (Pes planus) und dem funktionellen Flachfuss wäre notwendig, um die Aussage dieser Arbeit zu untermauern oder zu verwerfen.

Einleitung

Die Deformität des grossen Zehens ist schon seit mehreren Jahrhunderten ein Thema, welches die Gesellschaft auch heute noch beschäftigt. „Spitze Schuhe begünstigen einen Hallux valgus“ ein Artikel der NZZ am Sonntag vom 24.07.2021, geschrieben von Gerlinde Felix, beschreibt es schön: «Bereits im mittelalterlichen Britannien wurden die Füsse jahrhundertlang mit ausgefallener Schuhmode gequält. Insbesondere in den modeversessenen Kreisen der Geistlichkeit und der Ordensmitglieder, bei Reichen und deren Kindern erweckte die Spitzschuhmode grosse Begeisterung. Sie entfesselte aber auch eine weitverbreitete «Plage»: eine Fehlstellung des Grosszehengrundgelenks, auch Schiefzehe genannt (lateinisch Hallux valgus). Forscher der Universitäten Cambridge und Aberdeen haben diese Fussfehlstellung vor allem bei Männern entdeckt, die im hohen und späten Mittelalter lebten. Die Archäologen analysierten 177 Skelette von Friedhöfen in und um Cambridge herum.» [1].

Der heutige Wissensstand zeigt, dass nicht nur das Schuhwerk für die Entstehung eines Hallux valgus verantwortlich sein kann, sondern mehrere Faktoren wie Geschlecht und Genetik eine Rolle spielen können [17,18,23].

Bei meiner täglichen Arbeit mit Patienten durch alle Altersgruppen sind zwei Typen des Hallux valgus auffällig. Der eine Typ hat einen Hallux valgus an beiden Füßen mit leicht unterschiedlicher Ausprägung und betrifft eher der ältere Mensch. Und der andere Typ, der eine klare einseitige Ausprägung zeigt und meistens jüngere männliche und weibliche Patienten betrifft. Die einseitige Ausprägung des Hallux valgus in Kombination mit Haltungs- und Bewegungsmustern und körperlich konstitutionellen Gegebenheiten zeigen empirisch eine Auffälligkeit. War eine deutlich einseitige Ausprägung eines Hallux valgus ersichtlich, so befand er sich sehr häufig auf der längeren Beinseite. Aus diesen klinischen Beobachtungen entstand meine Fragestellung:

«Ist eine Beinlängendifferenz eine mögliche Ursache für die Entstehung eines einseitigen Hallux valgus?»

Meine Arbeit beschreibt zuerst den Entstehungsmechanismus eines HAV und zeigt die aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnisse über die möglichen Ursachen für dessen Entstehung auf. Die Ursachen einer Beinlängendifferenz werde ich kurz erklären und viel wichtiger ist es mir, die kompensatorischen Mechanismen der BLD anhand der aktuellen Studienlage zu erläutern. Die Biomechanik des Fusses ist ein wichtiger Teil meiner Arbeit, um zu verstehen wie der Fuss in den verschiedenen Phasen des Ganges funktioniert. Die Erkenntnisse aus diesen drei Kapiteln werden mit meinen klinischen Beobachtungen im Zusammenhang gebracht. Die Funktionelle Bewegungslehre nach Klein-Vogelbach (FBL) dient hier einerseits als Instrument für die Beobachtung des Ganges und andererseits für die Erklärung der Zusammenhänge meiner Hypothese.

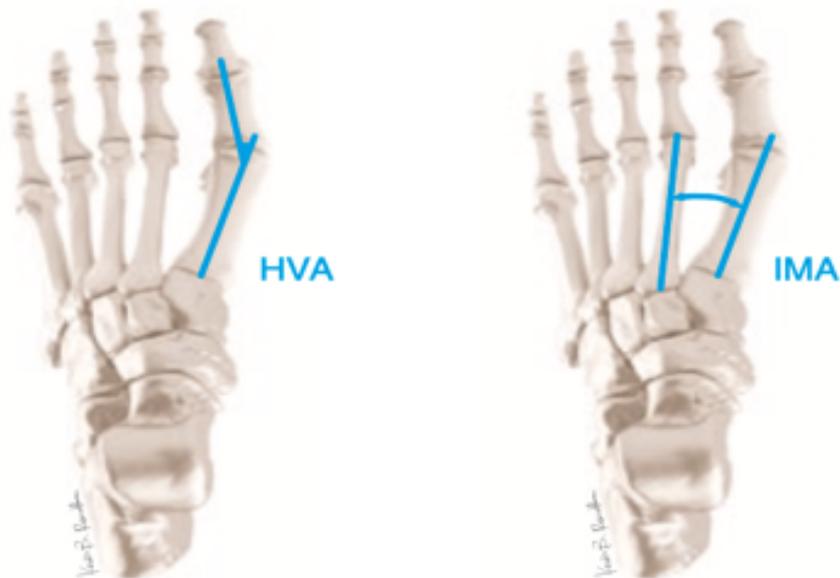
1. Theorie

1.1 Der Hallux valgus

Der Hallux valgus (HV) oder Hallux abductor valgus (HAV) ist eine valgische Winkelabweichung des distalen Anteiles im Grosszehengrundgelenk. Per Definition wird ein HAV diagnostiziert, wenn die Winkelabweichung im ersten Metatarsal 15° oder mehr ist. Der HAV wird als mässige beschrieben, wenn die Winkelabweichung zwischen 20° und 30° ist und als schwer eingestuft, wenn er mehr als 40° beträgt. Das bildgebende Verfahren, mit einer Röntgenaufnahme des belasteten Fusses von oben nach unten, dient der Klassifizierung.[2]

In Abb.1.1 aus dem Buch “Richie Jr. 2021 Book, Pathomechanics of Common Foot Disorder” sehen wir den Hallux valgus-Winkel und der Intermetatarsal-Winkel. Dies sind die zwei meist verwendeten Winkel, die für die Erklärung eines HAV beigezogen werden.[3]

Abb.1.1



Buch “Richie Jr. 2021 Book, Pathomechanics of Common Foot Disorder” Seite 116

1.1.1 Pathomechanismus

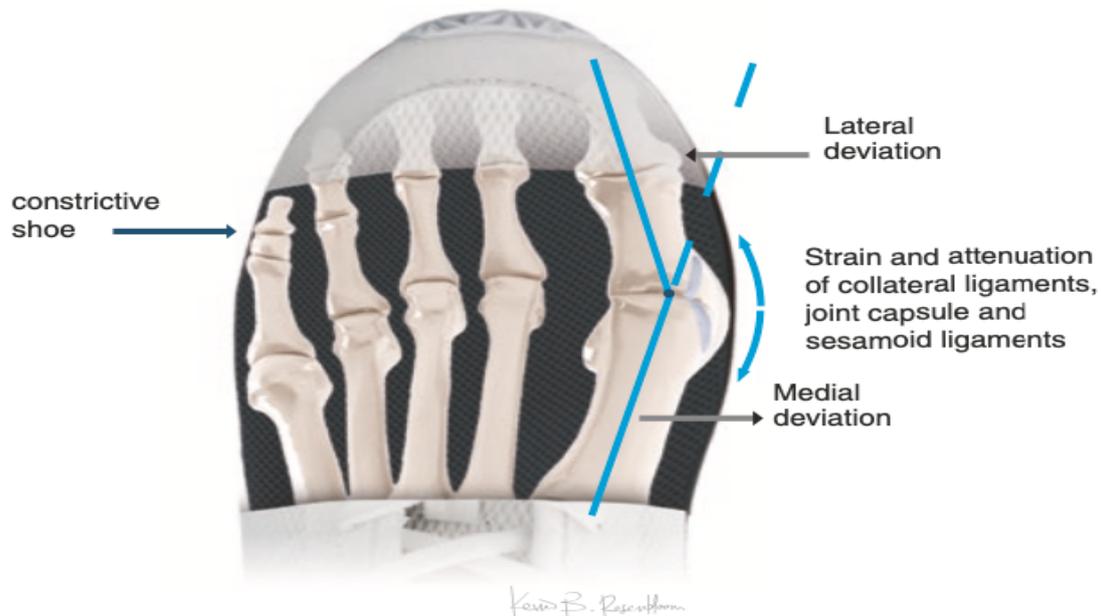
Bei der Entstehung eines HV sind folgende Mechanismen beobachtbar. Die folgende Theorie wird hauptsächlich aus dem Buch Richie Jr. 2021, Pathomechanics of Common Foot Disorder erläutert.[3]

- I. Eine laterale Abweichung der Phalanx des MCP1
- II. Eine mediale Abweichung des 1. Metatarsal

Diese beiden Abweichungen, wie sie in Abb.1.2 ersichtlich sind, führen dann weiter zu einer Zugbelastung der folgenden Strukturen:

- Sehne des M. abductor hallucis
- Sehne des medialen Kopfs des M. flexor hallucis brevis
- Mediale Insertion der Plantaraponeurose
- Auf das «medial collateral ligament»
- Auf das «medial sesamoid ligament»
- Auf das «medial sagittal hood ligament»

Abb.1.2



Buch "Richie Jr. 2021 Book, Pathomechanics of Common Foot Disorder", Seite 120

III. Bindegewebsverdickung

Als Folge der medialen Zugkräfte über dem Grundgelenk kommt es zu einer Verdickung des Bindegewebes auf der medialen Seite des MCP. Dies nicht, weil sich eine Vergrößerung der Gelenksflächen oder eine Hypertrophie der ossären Strukturen bildet, sondern vielmehr als eine Ansammlung von Weichteilhypertrophie der Gelenkkapsel und der umliegenden Strukturen aufgrund des medialen Austretens des MCP I aus dem Sesambeinkomplex.

IV. Ablösung des ersten Mittelfussknochens (MCP I) vom Sesambeinkomplex

Wenn die HV-Deformität fortschreitet, bleibt das tiefe transversale Metatarsalband intakt und fest mit dem Sesambeinkomplex verbunden. Das tiefe Ligamentum metatarsale transversum ist nicht direkt mit dem ersten Mittelfussknochen verbunden. Wenn dieser nach medial entweicht, werden die Os sesamoide nicht mitgezogen. Dieses mediale Entweichen des ersten Mittelfussknochens aus dem Sesamoidkomplex wird als das primäre Ereignis anerkannt, dass zu einer "Hypermobilität" oder übermäßigen dorsalen Mobilität des ersten Strahls führt, welches ein klares Kennzeichen der HV-Deformität ist. Dadurch ist die Plantaraponeurose nicht mehr unter dem Kopf des ersten Mittelfussknochens zentriert und der Versteifungseffekt des Windenmechanismus ist beeinträchtigt. Der Windenmechanismus wird im Kapitel 1.4.5 ausführlich beschrieben.

V. Das muskuläre Ungleichgewicht

Der M. abductor hallucis verlagert sich von einer medialen in eine plantare Position, verlässt somit die Funktion der Abduktion und bekommt einen grösseren Plantarflexionsvektor. Der M. flexor hallucis longus, der zwischen den Sesambeinchen eingebettet ist, wird nun seitlich nach lateral verschoben und dreht sich mit den Sesamoiden in eine Valgusstellung gegenüber dem Kopf des ersten Mittelfusssknochens. Die beiden Köpfe des M. flexor hallucis brevis und des M. adductor hallucis verschieben sich ebenfalls nach lateral und nehmen eine Valgusstellung relativ zur medialen und varusrotierten Position des ersten Mittelfusssknochens ein.

Bei weiterer Abschwächung der medialen Bänder verschieben sich die Sesambeinchen schliesslich nach lateral, dies relativ zum ersten Mittelfusssknochen. Das laterale Sesamoid kann sich nach dorsal zum ersten Mittelfusssknochenkopf verschieben, wodurch der Sesambeinapparat in eine Valgusbeziehung zum MCP I gezogen wird. Dies führt zu einer erheblichen Verschiebung der vektoriellen Ausrichtung oder der Richtung des Moments der dynamischen und statischen Strukturen, die am Sesambeinapparat und am Hallux ansetzen.

Die Sehnen des M. abductor hallucis und die des medialen Kopfes des M. flexor hallucis brevis rotieren in einer plantar-lateralen Richtung. Dadurch entsteht ein muskuläres Ungleichgewicht, das den Hallux in eine Valgusstellung rotieren lässt.

VI. Die mediale Rotation des M1 (erster Metatarsalknochen)

Die Rotation des ersten Metatarsalknochen wurde lange Zeit nicht berücksichtigt. Die Darstellung eines HAV erfolgte mittels Röntgenbilder unter Belastung des Fusses, die dann durch anteroposteriore und laterale Bildgebung beurteilt wurden. Dadurch konnten hauptsächlich zwei Ebenen, die medial-laterale und inferior-superiore, beurteilt werden. Mit diesen Erkenntnissen wurden viele Operationstechniken durchgeführt, um eine Korrektur des HAV mit einem chirurgischen Eingriff vorzunehmen. Die fronto-longitudinale oder fronto-koronale Dimension wurde erst später erkannt und bekommt heute mehr Interesse und Bedeutung bei der Behandlung einer HV Deformität.

Eine Review von Steadman et al. [4] hat erkannt, dass häufig eine mediale Rotation des M1 bei einem HAV mit auftritt und daher auch ein wesentlicher Faktor für die Entstehung der Hallux valgus Deformität sein könnte und auch die Rezidive nach einer chirurgischen HAV Korrektur beeinflussen.

1.1.2 Ätiologie

Wie und warum entsteht eine Hallux valgus? Zu dieser Frage wurden schon einige Untersuchungen mit verschiedenen Ansätzen und Hintergründen durchgeführt [5-21]. Es stellen sich Fragen wie: Gibt es strukturelle Veränderungen? Sind es funktionelle oder genetische Gegebenheiten, die die Entstehung eines HV begünstigen? Welche intrinsischen und welche extrinsischen Faktoren sind massgeblich beteiligt für die Entstehung eines Hallux abductor valgus?

In Fachbüchern wie im Buch von Richie Jr. 2021, Pathomechanics of Common Foot Disorder [3] wird darüber berichtet, wie diese Deformität entstehen kann. Eine vollständige und eindeutige Beantwortung aller Fragen ist bis heute noch nicht möglich. In den nachfolgenden Punkten meiner Arbeit werden die Möglichkeiten einer Ursache für die Entstehung des HAV gemäss den bereits vorhandenen Publikationen aufgeführt und erläutert. Mir ist es bewusst, dass es hierzu eine Vielzahl von Fragestellungen gibt, über die wissenschaftliche Arbeiten vorhanden sind. Ich habe mich auf die nachfolgenden Punkte beschränkt.

1.1.2.1 Das Schuhwerk

Das Einzwängen des Vorfusses in den Schuh ist ein möglicher Faktor für das Entstehen eines HAV. Wie in der Einleitung erwähnt hat man bei Ausgrabungen von Friedhöfen um Cambridge, welche aus dem Mittelalter stammen, an den Skeleten eine gehäufte Deformität der ersten grossen Zehe entdeckt. Kombiniert mit der damaligen in den Spitz verlaufenden Schuhmode, ist ein Rückschluss, dass das Schuhwerk eine Rolle spielt, plausibel [5].

In der Studie von González-Elena wurde erkannt, dass bereits bei Schulkindern, die zu enges oder falsch sitzendes Schuhwerk tragen, eine erhöhte Prävalenz zur Entwicklung eines HV besteht [6].

Nicht nur in jungen Jahren ist es entscheidend wie häufig welche Schuhe getragen werden, um daraus einen HV zu entwickeln. Die Arbeit von Montiel et al.[7] untersuchte 424 Patienten, die sie in drei Gruppen einteilen konnten. Die erste Gruppe trug die ganze Zeit offene Schuhe. Die zweite Gruppe trug konstant geschlossenes Schuhwerk und die dritte Gruppe beides. Mit Röntgenaufnahmen wurde der belastete Fuss dargestellt und mehrere Winkel, unter anderem der Intermetatarsal-Winkel und der Metatarsalphalangial-Winkel ausgemessen. Die Resultate deuten darauf hin, dass die Verwendung geschlossener Schuhe, auch wenn sie nur gelegentlich getragen werden, die Anatomie des ersten Strahls schon in jungen Jahren verändern kann. Darüber hinaus wurde festgestellt, dass Exostosen an der distalen Phalanx bei den Patienten die einen offenen Schuh trugen, eine "normale Variante" darstellen. Und die Prävalenz bei Patienten, die einen engen Schuh trugen, höher ist. Dies könnte auf eine reaktive Knochenbildung zurückzuführen sein, die durch die Reibung am inneren Rand des Schuhs verursacht wird.

Lange Zeit gab es die HAV Deformität in der japanischen Gesellschaft nicht. Eine Studie von Kato von 1981 zeigt, wie das Auftreten von symptomatischen HAV mit der Veränderung des Schuhwerkes und das Verhalten dessen Tragens einhergeht.[8]

Eine neuere Studie von G.Yu et al, die mit einem Testprozedere von fossilen Überresten des barfüssigen Homo naledi mit zeitgenössischen Ringern verglich, konnte eine Stressentwicklung auf das Metatarsophalangial Gelenk festgestellt werden, wenn man Schuhe trägt. Eine weitere Aussage aus dieser Studie ist, dass die Kombination von Stress auf die Struktur und gleichzeitigem Wachstum, die Entstehung des HAV begünstigt.[9]

1.1.2.2 Pes planus

Der Pes planus, lateinisch für Flachfuss und manchmal auch als Knick-Senkfuss interpretiert, bekommt ebenfalls Aufmerksamkeit im Zusammenhang mit der Entstehung eines HAV.

- Gibt es einen Zusammenhang zwischen HAV und Pes planus?
- Und wie verhält sich der Pes planus in der dynamischen Belastung?

Ist der Zusammenhang zwischen einem Hallux valgus und des Pes planus real oder erfunden? Genau diese Frage hat sich Zafer Athbasi zusammen mit seinen Mitarbeitern gestellt. [10]

Die Studie, die 2020 veröffentlicht wurde, umfasste insgesamt 213 männliche Patienten die älter als 18 Jahren waren. Sie wurden zwischen Mai 2013 und Mai 2014 in die Studie aufgenommen. 54 Patienten mit einem Hallux valgus Winkel $>20^\circ$ und einem Intermetatarsal (IM) Winkel $>9^\circ$ wurden in die Fallgruppe eingeteilt. Als Kontrollgruppe dienten 159 Patienten, die zufällig aus Patienten ausgewählt wurden, die wegen eines kürzlichen Fussknöcheltraumas eingeliefert wurden.

Bei der Kontrollgruppe wiesen alle einen Hallux valgus Winkel $<15^\circ$ und einen intermetatarsalen Winkel von $<9^\circ$ auf. Gemessen wurde bei allen Patienten der HV-Winkel, der IM-Winkel und der talonavikuläre Winkel auf anterior-posterioren (AP) Röntgenaufnahmen des Fusses, dies ist in Abb. 1.3 ersichtlich.

Der Winkel zwischen Talus und dem ersten Mittelfusssknochen, Meary-Winkel genannt, der Calcaneus-Neigungswinkel und der laterale talocalcaneale Winkel wurden auf lateralen Röntgenaufnahmen des Fusses vermessen. Dies ist in Abb.1.4 ersichtlich.

Die Studie kam zu den folgenden Resultaten:

Der Calcaneus-Neigungswinkel war in der Fallgruppe signifikant niedriger, während der talonavikuläre Winkel in der Kontrollgruppe höher war. Der Calcaneus-Neigungswinkel und der laterale talocalcaneale Winkel zeigten eine signifikante negative Korrelation mit dem HV-Winkel und dem IM-Winkel. Die Aussage der Autoren dieser Studie zeigt eine klare Korrelation zwischen einem HAV und dem Pes planus.

Abb.1.3



Studie, Zafer Athbasi et al. 2020

Abb.1.4



Studie, Zafer Athbasi et al. 2020

Vergleichen wir die Aussage der Studie von Athbasi mit der Studie von Kilmartin, die ich nachfolgend erwähne, so gibt es hier auch einen Widerspruch. Scheinbar verhält sich der heranwachsende Fuss anders, wie die Studie von Kilmartin TE, Wallace WA 1992 zeigt.[11] An 128 Fussabdrücken wurde ein Fussgewölbe-Index, das ist das Verhältnis der Fläche des mittleren Fussdrittels zur Gesamtfläche des Fussabdrucks, berechnet. Dieser Index gibt Auskunft über die Längen der Fusslängswölbung. Es ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Fussgewölbe-Index von 32 11-jährigen Kindern mit einem Hallux valgus und den anderen 11-jährigen Kindern ohne Fehlstellung des Grosszehengrundgelenks ($P > .05$). Die Ausprägung des Fussgewölbes ist für die Hallux valgus Deformität im juvenilen Alter, laut Aussage dieser Studie, nicht relevant.

Eine interessante Erkenntnis machte die Studie von Hillstrom et al. «Structure and function of the asymptomatic Foot» 2013 [12] Die Studie sollte feststellen, ob man mit objektiven Messungen an der Fussstruktur und der Fussfunktion Unterschiede bei asymptomatischen Personen zwischen einem Flachfuss, Normalfuss und Cavusfusstypen feststellen kann. Sie konnten feststellen, dass Flachfüsse eine geringere Belastung im ersten Strahl aufweisen als im zweiten Strahl. Die Autoren haben die Resultate, obwohl die Mobilität des ersten Strahls in dieser Studie nicht gemessen wurde, wie Folgt interpretiert: «Bei den Probanden mit einem Pes planus und einem hypermobilen ersten Strahl, hebt sich der erste Mittelfussknochen während des Standes an. Somit muss der zweite Strahl eine grössere Last tragen.»

Diese Daten deuten darauf hin, dass eine Hypermobilität des 1. Mittelfussknochens bei Personen mit einem Pes planus vorhanden sein kann, auch wenn sie asymptotisch sind. Die Hypermobilität des ersten Strahls entsteht mit dem medialen Ausbrechen des ersten Strahls aus dem Sesambeinkomplex und wird in Verbindung gebracht mit der Entstehung eines HAV.

Die Studie wird unter dem Kapitel Biomechanik des Fusses noch ausführlicher erwähnt.

1.1.2.3 Metatarsus primus varus

Die Varus Abweichung des ersten Metatarsal als primärer Faktor für die Entstehung des Hallux valgus? Um auf diese Frage eine Antwort zu bekommen untersuchte Kilmartin mit seinen Mitarbeitern [13] an 6000 Schulkindern die Winkelgrade des Metatarsophalangealgelenk. Es wurden 36 Fälle von einseitigen und 60 Fälle von beidseitigen Halluces valgi festgestellt, die mit einem metatarsophalangealer Winkel von mehr als 14,5 Winkelgrade definiert wurden. Gemessen wurden die Winkel an Hand von Röntgenbildern, die unter Belastung aufgenommen wurden. Ein Metatarsus primus varus wurde nicht nur in den frühen Stadien des Hallux valgus gefunden, sondern auch an den nicht betroffenen Füßen bei Kindern mit einem einseitigen Hallux valgus. Die Adduktion des ersten Mittelfusssknochens ist weder auf ein unterschiedliches Wachstum der Rinden des ersten Mittelfusssknochens zurückzuführen, noch ist sie eine Folge einer Fehlstellung des metatarsokuneiformen Gelenks.

Man konnte feststellen, dass ein Metatarsus primus varus oft bei einer HV Deformität vorhanden ist, jedoch für einen ursächlichen Faktor gab es keinen klaren Zusammenhang. Dies wurde auch bei einer Literatur Übersicht von Kilmartin et al bestätigt.[14]

1.1.2.4 Morphologie des ersten Metatarsalköpfchen

Die Studie von van Deventer S.J. [15] untersuchte die Morphologie des Metatarsophalangealgelenk (MPG I), um so einen Zusammenhang mit dem HAV zu bekommen. Es wurden 127 standardisierte Röntgenbilder retrospektiv ausgewertet. Die Form des Metatarsalkopfes wurde in drei Klassen unterteilt, in Chevron, in Flach und in Rund. Anschliessend wurde eine statistische Analyse durchgeführt, um den Zusammenhang zwischen der Form des ersten Mittelfusskopfes und dem Auftreten eines Hallux abductor valgus zu untersuchen. Sie konnten keinen Zusammenhang zwischen der Beschaffenheit des Metatarsalkopfes und dem Auftreten eines Hallux valgus feststellen. Somit bekommt die Beschaffenheit des Metatarsalkopfes, in der Suche nach der Ursache für die Entstehung des HAV, kaum Bedeutung.

1.1.2.5 Erhöhte Hüftgelenks-Mobilität in Innenrotation und Beinlängendifferenz

Nili Steinberg et al. [16] beschreibt in der Studie über die Beziehung zwischen der Ausrichtung der Gelenke der unteren Extremitäten und dem Hallux Valgus bei Frauen, dass es einen signifikanten Zusammenhang zwischen einer erhöhten Mobilität der Innenrotation des Hüftgelenkes in Verbindung mit einem Hallux valgus gibt.

Bei dieser Studie mit insgesamt 25 Probandinnen, welcher einen diagnostizierten HV aufwiesen, hatten 12 Probandinnen einen einseitig dominanten HV. Bei diesen 12 Teilnehmerinnen im Alter von 50-80 Jahren konnten keine signifikante Beinlängendifferenz festgestellt werden.

1.1.2.6 Genetisch

Eine Studie aus Korea von 2014 [17] ging der Frage möglicher genetischen Zusammenhänge nach. Es wurden 1265 Erwachsene, darunter 175 eineiige Zwillingspaare, 31 zweieiige Zwillingspaare und 853 ledige Familienmitglieder des ersten Grades der Zwillinge aus der Healthy Twin Study untersucht. Alle Teilnehmer unterzogen sich einer Fussuntersuchung und einer Röntgenuntersuchung unter Belastung (anterior-posterior und lateral) sowie einer allgemeinen Gesundheitsbefragung.

Von den Probanden wurden 208 (16,4 %) mit einem HV am Fuss eingestuft (HV-Winkel $>20^\circ$). Der genetische Einfluss als Ursache für die Entwicklung eines Hallux valgus wurde als beträchtlich eingeschätzt. Diese Ergebnisse zeigen auf, dass ein genetischer Faktor eine wichtige Rolle bei der Entstehung einer HV-Deformität sein kann.

In einer eher neueren Studie von L. Arbeeva et al.[18] aus dem Jahr 2020 wurde nach einem Genotyp gesucht, welcher verantwortlich sein könnte für die Entwicklung des HAV. Aus der Studie geht hervor, dass sie durch eine Genanalyse und Gensatzanalysen einen neuen Locus in der intronischen Region (in der nicht-codierenden Region der DNA) identifizieren konnten. Dieser Locus gehört zu der Kollagen-Genfamilie und hat eine hohe Signifikanz für den Hallux valgus. Es sind jedoch weitere Bestimmungen notwendig um noch genauere Aussagen diesbezüglich machen zu können.

1.1.2.7 Posturale Kontrolle

Kann man einen Umkehrschluss ziehen? Ist es möglich, dass eine verringerte posturale Kontrolle eine Verschlechterung oder eine Entwicklung des HV begünstigt? Diese Fragen können nicht abschliessend beantwortet werden, sie sollen als weiteren Gedankengang für die Ursachenforschung offengehalten werden.

Das ein Hallux abductor valgus zu einer verminderten posturalen Kontrolle führt, wurde durch die folgenden Studien mehrfach nachgewiesen. [19-21]

Bei einer randomisierten kontrollierten Studie von Estepa-Gallego, et al.[20] über die Auswirkungen einer globalen Haltungsschulung auf die Haltungskontrolle, das dynamische Gleichgewicht und den Bewegungsumfang des Sprunggelenks bei Patienten mit Hallux abductor valgus, wurde Folgendes festgestellt. Es wurde ein acht wöchiges standardisiertes Therapieprogramm vollzogen. Statische und dynamische Übungen und manuelle Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit im Sprunggelenk, GPR-Methode (global postural reeducation) genannt, wurden durchgeführt. Sie kontrollierten die Wirksamkeit dieser Interventionen, um bei leichten bis mittelschweren HAV-Ergebnissen die Parametern der Haltungskontrolle wie medio-laterale Verschiebungen und die Geschwindigkeit der CoP-Verschiebung (Center of Pressure) zu eruieren. Es wurde festgestellt, dass sich das dynamische Gleichgewicht in allen drei Richtungen und die Beweglichkeit im Sprunggelenk in Dorsalflexion verbesserte.

In einer weiteren Studie, die von H. Omae et al. 2021 [21] veröffentlicht wurde, konnte festgestellt werden, dass die Muskelmasse an den unteren Extremitäten bei der HV Gruppe mit einem p-Wert von 0.016 signifikant geringer ausfielen und die anteroposteriore Körperschwankungen bei der Hallux valgus Gruppe mit einem p-Wert von 0.014 grösser waren als bei der nicht HV Gruppe. Sie untersuchten dafür 169 gesunde Freiwillige im Alter von über 40 Jahren darunter 63 Männer und 106 Frauen im Durchschnittsalter von $66,0 \pm 12,4$ Jahre. Die Probanden wurden in eine Hallux valgus Gruppe 20° oder mehr Winkel (44 Probanden) und in eine nicht Hallux valgus Gruppe (125 Probanden) mit einem Winkelgrad kleiner als 20° , eingeteilt. Die Einteilung in die zwei Gruppen wurde anhand einer fotografischen Vermessung des HV vorgenommen und die Muskelmasse wurde mit einer bioelektrischen Impedanzanalyse vorgenommen. Die Teilnehmer traten barfuss auf den Analysator, jeder Fuss auf 2 Elektroden, und der Untersucher gab die Daten der Teilnehmer ein (Alter, Geschlecht und Grösse). Nachdem die Körpermasse mit der Waage ermittelt worden war, hielten die Teilnehmer während der Impedanzmessung, die 20 Sekunden lang durchgeführt wurde, 2 Elektroden in jeder Hand. Mit Hilfe einer Kraftmessplatte wurde das statische Gleichgewicht der Teilnehmer im zweibeinigen aufrechten Stand und offenen Augen gemessen.

1.1.3 Epidemiologie

Der heutige Wissenstand zeigt auf, wenn eine Person unter 40 Jahre alt und bereits einen HAV mit einem Winkel von 15° und mehr hat, ist die Wahrscheinlichkeit sehr hoch an einem Fortschreiten der Erkrankung zu leiden. [22] In der erwachsenen Bevölkerung gaben etwa 50 % der Patienten an, dass ihre Symptome bereits im Kindes- oder Jugendalter aufgetreten sind.[2]

1.1.3.1 Prävalenz

Das Auftreten eines Hallux valgus bei Erwachsenen im Alter von 18-65 liegt bei ca. 23%. Dies bedeutet, dass etwas mehr als jeder fünfte einen Hallux valgus entwickelt. Bei Menschen über 65 Jahre nimmt die Häufigkeit auf 35.7% zu und ist bei Frauen mit 30% ausgeprägter als bei den Männern über 65 mit 13%. Dies sind Durchschnittswerte eines systematischen Reviews und Metaanalyse von Sheree Nix 2010[23]. Sie betrachteten dabei Daten aus Publikationen in den Vereinigten Staaten, Australien und Deutschland.

Ähnliche Resultate hat eine prospektive Kohorten Studie von Menz, et al [24] aus Grossbritannien aufzeigen können. Die Studie umfasste 1482 Teilnehmer, davon 739 Frauen und 743 Männer, welche anhand einer postalischen Befragung zu Beginn und nach 7 Jahren anhand einer Selbsteinschätzung mit Gesundheitsfragebögen und Strichzeichnungen des Hallux valgus durchgeführt wurde. Ein akuter Hallux valgus entwickelt sich bei einem von fünf Erwachsenen im Alter von ≥ 50 Jahren. Zurückzuführen ist das auf das Alter, einen schlechteren Gesundheitszustand, Fusschmerzen und dem früheren Tragen von einschnürendem Schuhwerk. Bei einem von drei Erwachsenen kommt es zu einer Progression im Verlauf des Follow-up nach 7 Jahren.

Die Tab.1.1 zeigt eine tabellarische Darstellung der Prävalenz des Hallux abduktor valgus. Mehrere Studien kamen zu den ähnlichen Ergebnissen [20, 25, 26].

Tab.1.1 Prävalenz eines Hallux abduktor valgus

Alter	Allgemein	18-65 Jahren	ab 65 Jahren
	Geschlecht		
Männer	13%		15% häufiger
Frauen	30%		30% häufiger
Männer und Frauen		23%-28%	35.7% Zunahme

1.1.3.2 Jugendliche

Bei Jugendlichen ist die HV Deformität die häufigste Vorfusserkrankung und wird auf eine Häufigkeit von 2% - 4% geschätzt, genaue Aussagen dazu gibt es nicht.[2] Jedoch verglichen mit der Tabelle Tab.1.2 aus der Studie von Kilmartin geht eine Verbreitung bei 10-jährigen von 1,6% hervor, dies würde in etwa übereinstimmen.[13]

Tab. 1.2

Anzahl Messungen	Bestätigte HV	Einseitige HV	Beidseitige HV
6000 Kinder	1.6% = 96	36	60
Alter 10 Jahre	male 14%	male 13	male 0
	female 86%	female 23	female 60

1.2 Der einseitige Hallux valgus

Der einseitige Hallux valgus ist weniger verbreitet als der beidseitige. Es wurden bis anhin wenige Studien über das einseitige Phänomen des Hallux valgus gemacht. In vielen Studien, in denen der einseitige Hallux valgus erwähnt wird geht es um die Epidemiologie, nur in wenigen um das Merkmal des Entstehungsfaktors. Der heutige wissenschaftliche Erkenntnisstand zeigt, dass ein einseitiger HV in vielen Fällen und mit fortschreitendem Alter, zu einer beidseitigen Ausprägung heranwächst. [22]

1.2.1 Ätiologie

Da die Entstehung eines Hallux valgus eher ein multifaktorielles Gebilde zu sein scheint, befindet sich der einseitige HV in einer Nebenrolle und es wird ihm nicht die nötige Aufmerksamkeit gegeben. Jede mögliche Ursache, über die bereits wissenschaftliche Forschung betrieben wurde, kann sowohl einen einseitigen, als auch einen beidseitigen Hallux Abduktor valgus verursachen oder begünstigen.

Wie in Kapitel 1.1.2 beschrieben, sind die Forschungsarbeiten sehr vielseitig in Bezug auf die Frage der möglichen Ursache wie auch bei der Herangehensweise und Umsetzung der Arbeiten. Die Fragestellung ob eine einseitige Ausprägung des HV auch eine einseitige Ursache haben kann wurde noch nicht spezifisch gestellt und auch bis heute keine umfangreiche und aussagekräftige Studie gemacht.

1.2.2 Epidemiologie

Die Studie von Kilmartin 1991 konnte eine Kohorte von 6000 Schüler und Schülerinnen im Alter von 10 Jahren ausmessen um einen Nachweis zu erbringen bezüglich der varus Abweichung des ersten Metatarsalknochens.[13]

Aus der Tabelle Tab.1.2 kann man die Verbreitung und die Prävalenz in dieser Altersgruppe entnehmen.

In der Studie von Ky WonYoung 2013 [22] wurde untersucht, ob ein unilateraler HV einseitig bleibt oder ob es sich zu einer bilateralen Problematik entwickelt. Sie bedienten sich an Patientendaten aus dem Zeitraum von 2004 bis 2008 von Personen die einer Hallux valgus Operation unterzogen wurden. Sie stellten eine Rate von 97,3 % bilateraler Deformitäten fest. 33 Probanden zeigten eine unilaterale Problematik auf. Diese wurden dann in einem Follow-up untersucht, um zu sehen, ob es beim unilateralen HAV bleibt oder ob die Erkrankung auch auf der anderen Seite fortschreitet.

Zu Beginn lag die Prävalenz der Bilateralität bei 95,8 %, stieg dann aber nach der mittleren Nachbeobachtungszeit von 4,7 Jahren auf 97,3 % an. Somit lag die tatsächliche Prävalenz der unilateralen Hallux-valgus-Deformität in der Kohorte dieser Studie bei weniger als 2,7 % der Fälle vor.

1.2.4 Fazit Hallux abduktor valgus

Die tatsächliche Entstehung einer Hallux valgus Deformität ist bei jedem Menschen höchstwahrscheinlich multifaktoriell bedingt. Durch eine genetische Laxität des Bindegewebes und die dadurch mögliche Entstehung einer Hypermobilität des ersten Strahls, kombiniert mit verschiedenen Druckkräften, durch das Einzwängen des Fusses in das Schuhwerk oder auf Grund einer funktionellen Fehlbelastung bei statischen Defiziten, können einen HAV entstehen lassen. Bei Menschen mit einem Pes planus ist die Wahrscheinlichkeit gross, dass sie einen HAV entwickeln können. Der HAV ist statistisch gesehen eher ein Problem des älteren Menschen. Dies zeigt sich auch empirisch. Der Grund ist aus meiner Sicht das Fortschreiten der Pathologie und die zunehmende Symptomatik wie Schmerz und die dadurch entstehenden Einschränkungen im Alltag. Somit geht diese Altersgruppe auch eher zum Arzt und bekommt dadurch deutlich mehr Bedeutung.

Wie sich aus der Recherche gezeigt hat, ist die HAV Problematik bereits beim heranwachsenden und jungen Menschen eine der häufigsten Erkrankungen am Vorfuss. Gehen wir davon aus, dass die meisten HAV Diagnosen erst bei bestehender Symptomatik erfasst werden, so haben diese bereits in den meisten Fällen einen abduktor Winkel von 15° oder mehr. Was wiederum daraufhin deutet, dass geringere Abweichungen oder die Anfangsstadien des Hallux valgus nicht rechtzeitig erkannt werden.

Viele wissenschaftliche Arbeiten beschäftigten sich vor allem mit Daten, die rein statisch erhoben wurden, um die Ursache eines HAV zu erklären. Dies ist meiner Meinung nach ein Schwachpunkt vieler Studien. Beobachtet man den Fuss nur aus der belasteten Position im Stand so entspricht dies der mittleren Standphase. Viel mehr interessiert hier doch die terminale Standphase und die Vorschwungphase, da der erste Strahl in diesen Phasen einer höheren Beanspruchung ausgesetzt ist.

1.3 Die Beinlängendifferenz

Die Beinlängendifferenz ist definiert über den Längenunterschied der beiden unteren Extremitäten. In vielen Arbeiten ist die Rede, dass eine BLD ab 20 mm eine klinische Relevanz bekommt. Eine einheitliche Einteilung der Längendifferenz ist nicht vorhanden. Weitere wissenschaftliche Arbeiten zeigen bereits eine klinische Relevanz ab einer geringen oder milden Beinlängendifferenz von 5mm oder unter 20 mm auf. [27-30]

Das die BLD Auswirkungen auf die Biomechanik haben kann, wurde schon in vielen Studien nachgewiesen. Ein klares und eindeutiges Muster kann bis heute nicht definiert werden. Viel mehr weiss man, dass die Strategien die Beinlängendifferenz zu kompensieren sehr vielseitig sind und rein statische Messmethoden das Bild der BLD nur zu einem Teil veranschaulichen.

Eine individuelle Beurteilung und zusätzliche dynamische Messungen beim Gehen sind erforderlich um herauszufinden welche Kompensationsmechanismen für den jeweilige Fall vorherrschen und welche medizinischen Interventionen indiziert sind. [27, 31-33]

Die BLD als prädisponierender Faktor für Erkrankungen des muskuloskelettalen Bewegungsapparat wird oft kritisch hinterfragt und folgt auch hier nur zum Teil signifikanten Aussagen. Arthrotische Veränderungen im Hüftgelenk, Beckenschiefstand, Rückenschmerzen, Kniearthrose, funktionelle Skoliose sind nur einige der möglichen Folgeerkrankungen.

Eine wissenschaftliche Arbeit von Arial Applebaum [34] zeigt, dass es einen Zusammenhang der BLD und einer funktionellen Skoliose gibt und das diese durch die Behandlung der BLD zu guten Resultaten führt. In der Arbeit von Gordon J.E. 2019 [28] konnte aufgezeigt werden, das Hüftpathologien häufig am längeren Bein auftreten und eine Knieproblematik an beiden Beinen sein kann.

1.3.1 Ätiologie der strukturellen Beinlängendifferenz

Die strukturelle BLD kann im Körperabschnitt Bein oder im Körperabschnitt Becken seine Ursache haben. Eine Längenveränderung im Femur, in der Tibia und im Fuss können durch normales Wachstum entstehen, dies in Form einer Plus Länge des Knochenwachstums. Auch umgekehrt kann dies am kürzeren Bein als ein vermindertes Wachstum der Knochen vorkommen. Dies ist auch als angeborene Ursache bekannt.

Die erworbene Beinlängendifferenz ist in der Regel mit einer Pathologie verbunden. In vielen Fällen können Frakturen, Tumore, rheumatische Erkrankung, Infektionen und neurologische Krankheiten dazu führen.

Eine sekundäre oder erworbene BLD wird häufig auch in Verbindung mit einem Gelenkersatz der Hüfte, seltener mit der Endoprothetik am Kniegelenk, gebracht.[27]

1.3.2 Ätiologie der funktionellen Beinlängendifferenz

Zu den Komponenten der funktionellen BLD können angeborene Verkürzungen der Weichteile und Gelenkkontrakturen gehören. Oder auch die Fehlstellungen des Achsenskeletts auf Grund statischer Defizite in der ganzen unteren Extremität.[27]

1.3.3 Epidemiologie

Die Aussagen über die Prävalenz der Beinlängendifferenz sind nicht sehr eindeutig. Aus der Arbeit von Burke. G. von 2002 [27] ist zu entnehmen, dass 40-70% der Bevölkerung eine Beinlängendifferenz haben.

Eine etwas aktuellere Arbeit von Gordon, J.E. 2019 [28] zeigt noch etwas differenziertere Daten auf. Nur etwa 10% der Bevölkerung haben genau gleich lange Beine und ca. 90% einen Beinlängenunterschied von 5mm und mehr. Eine geringe oder milde BLD ist sehr häufig.

In Zeitschriften geben Fachärzte [35] folgende Zahlen an: Eine geringe BLD (<15mm) ist bei über einem Drittel der Bevölkerung zu finden und eine BLD von >15mm findet man in mehr als 6% der Bevölkerung. Etwa 1/1000 Fällen bekommt eine medizinische Intervention wie zum Beispiel einen Sohlenausgleich.

1.3.4 Kompensationsmechanismen und Auswirkungen einer Beinlängendifferenz

Die Auswirkungen einer Beinlängendifferenz in Form von Kompensationsmechanismen, Überlastungen der Gelenke, Sehnen und Bänder und die dadurch entstehenden Beschwerden, sind anhand der heutigen Wissenschaft schon vielseitig belegt.

Resende et al. machte 2017 zwei Studien über die Beinlängendifferenz und dessen Auswirkungen. In der ersten Studie [36] befassten sie sich mit den Auswirkungen einer BLD auf die Kniearthrose.

Und die zweite Studie [29], eine kinematische Studie, die die Auswirkungen einer leichten BLD auf die Winkelgrade und die Kraftmomente in den unteren Gliedmassen während des Gehens gemessen hat.

In der Studie über die kinetischen Auswirkungen einer leichten BLD auf die Gliedmassen [29] untersucht Resende 19 gesunde Probanden, darunter waren 9 Frauen und 10 Männer im Durchschnittsalter von 25 Jahren.

Alle wurden mit Markern an den unteren Extremitäten und dem Becken ausgestattet. Mit 12 Kameras wurden die Bewegungen über eine Ganglänge von 15 Metern aufgezeichnet. In diesen 15 Meter Gehstrecke wurden 6 Kraftmessplatten eingesetzt, um die Bodenkontaktzeit und die Bodenreaktionskräfte über die verschiedenen Gangzyklen zu erheben. Die Simulation der BLD wurde über die Sohlenhöhe an Sandalen vorgenommen. Drei Phasen wurden von den Probanden durchgelaufen. (1) Kontrolle: dicke Sandalen beidseitig; (2) kurzes Glied: dicke Sandale am linken Fuss und dünne Sandale am rechten Fuss; (3) langes Glied: dünne Sandale am linken Fuss und dicke Sandale am rechten Fuss. Die Resultate lassen sich folgendermassen zusammenfassen:

Eine leichte BLD verursacht biomechanische Veränderungen an den unteren Gliedmassen während des Gehens. Genauer gesagt setzten die Probanden Strategien ein, um die kurze Gliedmasse funktionell zu verlängern, wie z. B. mit Vergrößerung der Plantarflexions- und Inversionswinkel des Rückfusses und die Verringerung der Knie- und Hüftflexionswinkel. Dieselbe Strategie der funktionellen Anpassung konnte auch bei der längeren Gliedmasse festgestellt werden, hier im Sinne einer funktionellen Verkürzung des Beines. Die Beobachtungen zeigten eine Vergrößerung des Dorsalflexionswinkel im Sprunggelenk und mehr Eversion im Rückfuss. Auch den Knie- und Hüftflexionswinkel wurde vergrößert.

Im Gegensatz zu einigen früheren Studien, die davon ausgingen, dass eine leichte Beinlängendifferenz natürlich kompensiert wird und übersehen werden soll, legen die Ergebnisse dieser Studie nahe, dass eine leichte BLD nicht vernachlässigt werden sollte.

Die oben genannte Studie wird auch in der systematischen Review von Khamis et al[37] miteinbezogen. Diese Studie wird in einem weiteren Abschnitt dieses Kapitels noch ausführlich erläutert.

Bei der zweiten Studie von Resende et al.[36] über die Auswirkung einer milden BLD auf die Kniearthrose wurden 15 Probanden, davon neun Frauen und sechs Männer im Durchschnittsalter von 67, mit einer leichten bis mittleren Kniearthrose untersucht. Das Ziel dieser Studie war es herauszufinden, ob es einen Zusammenhang zwischen einer milden BLD und dem Fortschreiten der Kniegelenksarthrose, auf Grund von Belastungsunterschieden, gibt. Es wurde mit einer simulierten Beinlängendifferenz durch eine Sohlenerhöhung von 1,45 cm an Sandalen der Gangzyklus der Probanden über 15 Metern aufgezeichnet. Die Daten wurden mit 6 Kraftmessplatten und mit 12 Kameras erhoben. Alle Probanden mussten zwei Vorgaben während des Gehens erfüllen. Einmal sollte die Gehstrecke mit Sandalen gleicher Sohlendicke durchlaufen werden und danach mit unterschiedlichen Sohlendicke.

Die Studie konnte aufzeigen, dass in der Sagittalebene bei einer leichten Beinlängendifferenz eine erhöhte Belastung auf die gesamte kinetische Kette im kürzeren Bein entsteht.

Die unter Laborbedingungen hergestellte kurze Gliedmasse zeigte weiter eine reduzierte Plantarflexion des Rückfusses in der Belastungsreaktion und eine erhöhte Plantarflexion im späteren Stand. Sie konnten weiter aufzeigen, dass ein erhöhtes Dorsalflexionsmoment des Knöchels und des Kniebeugewinkels in der Belastungsreaktion und eine verzögerte Kniebeugung im späten Stand stattfindet. Weiter wurde ein erhöhtes Kniestreckmoment in der Belastungsreaktion und ein erhöhtes Kniebeugemoment im späten Stand festgestellt. Das Hüftstreckmoment im frühen Stand und das Hüftbeugemoment im späten Stand reduzierte sich an der kurzen Gliedmasse.

Auch das Knieadduktionsmoment und der Hüftadduktionswinkel reduzierten sich. Eine erhöhte Becken- und Rumpfaussenrotation konnte zudem festgestellt werden. Die Autoren dieser Studie interpretieren diese Erkenntnisse als Ursache für ein beschleunigtes Fortschreiten der Kniearthrose am kürzeren Bein.

Daher sollte eine leichte Beinlängendiskrepanz bei Personen mit Kniearthrose nicht übersehen werden.

Mit der Fragestellung, welche Auswirkungen eine Beinlängendifferenz auf das Belastungsmuster des Fusses hat, hat sich O'Toole mit seinen Mitarbeitern im Jahre 2003 auseinandergesetzt [38]. Sie untersuchten sieben männliche und acht weibliche Probanden im Alter von 17-37 Jahren. Sie simulierten Beinlängendifferenzen von 1-5 cm an der Sohle einer Sandale. Alle Probanden waren gesund und hatten keine vorbestehende Längenunterschied. Es wurde eine Gehstrecke von 20 Metern genommen, die mit einem Pedobarographen ausgerüstet wurde. Die Probanden liefen mehrmals mit und ohne die Erhöhungen und die Testung wurde eine Woche später nochmals durchgeführt, um die valide Reproduzierbarkeit zu prüfen. Als Ergebnis dieser Analyse des gesamten Fusses konnten gleichzeitig adaptive Muster für Vorfuss, Mittelfuss und Rückfuss erkannt werden.

Die Studie zeigte, dass mit zunehmender Beinlängenunterschied die Gesamtbelastung des Fusses und die Gesamtbelastung des Vorfusses auf der kürzeren Seite zunimmt. Und dass sich die Gangzykluszeiten mit einer Abnahme der Kontaktphase und einer Zunahme der Vortriebsphase am kürzeren Bein verändert.

Sie zeigt weiter eine unterschiedlich adaptive Veränderung der Belastungsmuster des Vorfusses in verschiedenen Untergruppen der Probanden, bei Zunahme des Beinlängenunterschiedes. Die Auswirkungen auf den Fuss am längeren Bein wurden in dieser Studie nicht ausgeführt.

Eine Übersicht der Kompensationsmechanismen, die einer Beinlängendifferenz zu Grunde liegen, liefert die systematische Review von Khamis S. und seinen Mitarbeitern von 2017 [37]. Ziel dieser Studie war es, die verfügbaren Forschungsergebnisse in Bezug auf die BLD als Ursache klinisch relevanter Gangabweichungen zu überprüfen und festzustellen, ob es einen Zusammenhang zwischen dem Ausmass der BLD und dem Vorhandensein von Gangabweichungen gibt, und die häufigsten Gangabweichungen im Zusammenhang mit der BLD zu identifizieren. 12 Studien erfüllten die Einschlusskriterien und konnten in die Auswertung einbezogen werden. 4 Studien, die die Gangasymmetrie bei Patienten oder gesunden Teilnehmern mit anatomischer BLD untersuchten und 8 Studien, die die Gangabweichungen bei der Simulation von Beinlängendifferenzen durch künstliche Erhebungen von 1-5 cm bei gesunden Probanden untersuchten. Es wurde ein aussagekräftiger Zusammenhang zwischen anatomischer BLD und Gangabweichung festgestellt.

Es gibt Hinweise darauf, dass Gangabweichungen bei Diskrepanzen von >1 cm auftreten können, wobei die Auswirkungen mit zunehmender Diskrepanz grösser werden.

Es wurde auch festgestellt, dass kompensatorische Strategien sowohl in der kürzeren als auch in der längeren Gliedmasse auftreten, und zwar in der gesamten unteren Gliedmasse.

Je grösser die Diskrepanz ist, desto mehr kompensatorische Strategien treten auf. Abweichungen in der Sagittalebene scheinen die effektivsten Abweichungen zu sein, obwohl auch Kompensationen in der Frontalebene im Becken, in der Hüfte und im Fuss auftreten können. Die häufigsten Gangabweichungen wurden in der Sagittalebene im Sprung-, Knie- und Hüftgelenke beobachtet.

Auf der langen Seite traten während der Stand- und Schwungphase eine verstärkte Dorsalflexion des Sprunggelenks sowie eine verstärkte Knie- und Hüftflexion auf, während auf der kurzen unteren Extremität über die Standphase eine verstärkte Plantarflexion des Sprunggelenks sowie eine verminderte Knie- und Hüftflexion zu beobachten war. Es wurden zusätzliche kompensatorische Strategien festgestellt, darunter eine erhöhte Hüftabduktion während der Schwungphase auf der langen Seite und eine erhöhte **pronierte Fussstellung auf der langen Seite** oder eine erhöhte supinierte Fussstellung auf der kurzen Seite, während der Standphase. Generell wurde ein Beckenschiefstand beobachtet, der sowohl in der Stand- als auch in der Schwungphase auf der kurzen Seite niedriger war als auf der langen Seite.

Hierzu möchte ich die Tabelle 1.3 aus dieser Studie zeigen, welche die häufigsten Gangabweichungen darstellen.[37]

Tab.1.3 Häufigste Abweichungen beim Gang

	Fuss	Sprunggelenk	Knie	Hüfte	Becken
Kurzes Bein - Standphase, Abweichungen	1. Erhöhte Supination	1. Kurze oder fehlende 1. Wippe, Fersenwippe in der initialen Standphase 2. Flacher Fuss oder Vorfuss Anfangskontakt 3. Voltigieren 4. Erhöhte Plantarflexion des Knöchels	1. Verminderte Kniebeuge	1. Verminderte Hüftbeugung 2. Erhöhte Hüftabduktion	1. Erhöhter Beckenschiefstand (kurze Seite tiefer)
Kurzes Bein, Schwungphase, Abweichungen		1. Verminderte Dorsalextension		1. Erhöhte Hüftabduktion	1. Erhöhter Beckenschiefstand (kurze Seite tiefer)
Langes Bein - Standphase, Abweichungen	1. Erhöhte Pronation	1. Erhöhte Dorsalextension 2. Verlängerte Dorsalextension	1. Erhöhte Kniebeuge	1. Erhöhte Hüftbeugung 2. Erhöhte Hüftadduktion	1. Erhöhter Beckenschiefstand (lange Seite höher)
Langes Bein - Schwungphase, Abweichungen		1. Erhöhte Dorsalextension	1. Erhöhte Kniebeuge	1. Erhöhte Hüftbeugung 2. Erhöhte Hüftabduktion	1. Erhöhter Beckenschiefstand (lange Seite höher)

In der Studie von Song et al. 2021 [39] wurde untersucht, ob die Unterschiede in der mechanischen Arbeit zwischen den unteren Extremitäten bei Längenunterschieden und die Beziehung zwischen dem Ausmass der Beinlängendifferenz und der von den einzelnen Gliedmassen geleisteten mechanischen Arbeit, eine Signifikanz zeigt.

Es wurden 18 Teilnehmer mit einer BLD $>20\text{mm}$ und 19 mit einer BLD $< 20\text{mm}$ untersucht. Alle Teilnehmer hatten keine neuromuskulären Störungen, die das Gangbild beeinflussen könnten. Mit dem Scanogramm wurden die Beinlängen vermessen. Die Probanden wurden mit 52 reflektierenden Markern an Rumpf, Armen, Unterarmen, Becken, Oberschenkeln, Beinen und Füßen ausgestattet.

Anschliessend wurde eine dreidimensionale Bewegungsanalyse mit einem 3D-Bewegungsanalysesystem, 8 Infrarotkameras und zwei in die 8 Meter lange Gehstrecke eingelassenen Kraftmessplatten durchgeführt, um Daten zur mechanischen Arbeit, einschliesslich der Gelenksarbeit und der Arbeit der einzelnen Gliedmassen zu erhalten.

Die Daten haben einen signifikanten Unterschied in der mechanischen Arbeit der verschiedenen langen Beine aufzeigen können. Bei der Gruppe der BLD $< 20\text{mm}$ konnte man sehen, dass das kürzere Bein eine signifikant höhere positiv Arbeit leistet als das längere Bein. In der Gruppe mit der BLD von $> 20\text{ mm}$ wurde ersichtlich, dass das längere Bein eine signifikant höhere negativ Arbeit leistet als das kürzere Bein.

Aus dieser Studie könnte sich Folgendes interpretieren lassen: Durch die verfrühte Push-off Phase mit dem kürzeren Bein leistet dieses eine höhere positiv Arbeit. Und die erhöhte negativ Arbeit am längeren Bein liesse sich mit der zunehmenden exzentrischen Arbeit erklären.

Vergleicht man die Resultate der Studie von Song [39] mit den Resultaten der Studie von O'Toole [38] so lässt sich hier eine Gleichheit feststellen. Die Erkenntnis von O'Toole, dass die Vorfussbelastungsspitze am kürzeren Bein grösser ist als auf dem längeren, wird in der Studie von Song über die mechanische Arbeit auch so interpretiert. Es lässt hier den Gedankengang zu, dass sich der Fussmechanismus am längeren Bein eher einer passiveren Arbeit unterzieht als der gewünschten aktiv positiven Arbeit.

Diese Ergebnisse und die Interpretation daraus stehen wiederum im Widerspruch zur wissenschaftlichen Arbeit von Perttunen 2004 [40]. Die beiden Studien unterscheiden sich im Design und in der Auswahl der Kohorte sehr stark. Die Studie von Perttunen umfasste eine junge Population mit einem Durchschnittsalter von 14,6 Jahren und inkludierte ausschliesslich erworbene Beinlängenunterschiede auf Grund von Erkrankungen oder Verletzungen. Diese beiden Kriterien unterscheiden sich zur Arbeit von O'Toole, der eine simulierte BLD herstellte und Probanden im Alter von 17- 37 inkludierte.

Gehen wir hier auf die Studie von Perttunen et al. [40] ein. Er untersuchte 9 Mädchen und 16 Jungs mit erworbenen Beinlängendifferenzen von 17-50 mm. Die Probanden gingen über eine 10 Meter lange Gehstrecke, die eine eingelassene Kraftmessplatte in der Mitte der Gehstrecke und Geschwindigkeitsmesssensoren vor und nach der Messplatte, beinhalteten. Alle Probanden gingen dreimal mit normaler Geschwindigkeit und mit einer selbst gewählten schnelleren Geschwindigkeit über die Gehstrecke. In jedem Versuch wurden mindestens fünf Kontakte von beiden Füßen gesammelt. So wurden mindestens 15 Kontakte beider Füsse aufgezeichnet und bei beiden Gehgeschwindigkeiten den Mittelwert berechnet. Ein tragbares, in den Schuh integriertes Druck- und Datenerfassungssystem (Paromed-System EMGs, GmbH, Deutschland; Gesamtgewicht 1,9 kg) mit zwei Einlegesohlen wurde verwendet, um die bilaterale Druckverteilung in der Fusssohle und die Aktivität der ausgewählten Extremitätenmuskeln zu messen. Folgendes kam aus den Messungen hervor:

Der bilaterale Vergleich ergab eine Asymmetrie in den Belastungsmustern der Füße zwischen den beiden Gliedmassen, bei beiden Gehgeschwindigkeiten. Die kurze Gliedmasse trug das Gewicht weniger lange als die lange Gliedmasse.

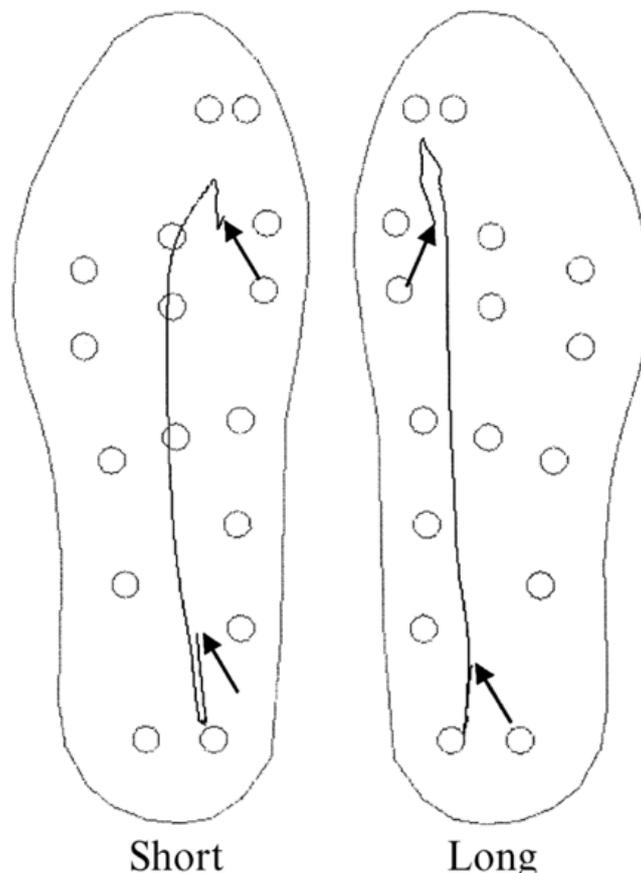
Der Druck war in den Abstossphasen auf der langen Extremität höher als auf der kurzen Seite und der Unterschied vergrösserte sich bei schneller Gehgeschwindigkeit.

Ausserdem zeigten die Zeitmuster der Plantardrucksensoren, dass es einen Unterschied in den Plantardruckmustern der beiden Seiten gab. Die Druckmittelpunktkurven zeigten deutlich, dass die Belastung den Vorfuss und den grossen Zehenbereich unter dem kurzen Bein nicht erreichte. Die Belastung der langen Gliedmasse war grösser und die Fussbelastungsmodelle verlagerten sich mehr auf den Vorfuss der langen Gliedmasse, um die durch die BLD verursachten Gehstörungen zu kompensieren.

In der Abb.1.5 aus dieser Studie sieht man die Druckbelastung an beiden Füessen der unterschiedlich langen Beine. Die hohe Fussbelastung in der Abstossphase und der hohe Spitzendruck unter der Grosszehe auf der langen Seite deuteten ausserdem darauf hin, dass die Zehen während der Abstossphase auf der langen Seite eine wichtige Rolle spielen.

Diese Ergebnisse unterscheiden sich zu den Ergebnissen aus der Studie von O'Toole [38]. Perttunen konnte in seiner Arbeit weiter feststellen, dass die Muskelaktivität an der kürzeren Extremität höher ist als die auf der längeren Beinseite. Er interpretieren dies so, dass die kürzere Seite in der Standphase versucht das Abkippen des Beckens mit mehr Muskelaufwand zu verhindern. Die höhere Muskelaktivität auf dem kürzeren Bein ist wiederum eine übereinstimmende Erkenntnis zu O'Toole's Arbeit.

Abb.1.5



Perttunen et al. 2004

Während der Recherche bei der Studie von Gordon et al. [28], bin ich auf die Zitation eines Berichts der New York Times über Usein Bolt aufmerksam geworden [41]. Darin wird beschrieben, dass anhand einer Videoanalyse von Usein Bolt's 100 Meter Lauf, die Erkenntnis gewonnen wurde, dass er mit seiner 1.3 cm Beinlängendifferenz, folgendes Muster zeigt:

Sein rechtes kürzeres Bein schlägt mit 13 % mehr Kraft auf den Boden auf und sein linkes, längeres Bein verbringt 14 % mehr Zeit auf dem Boden.

Gehen wir davon aus, dass Usein Bolt seine koordinative Leistung über die Länge eines Sprints, in vollkommener neuromuskulärer Perfektion und Anpassung an seine körperlich konstitutionellen Voraussetzungen, laufen kann. Dies sind die Voraussetzungen für derartige Erfolge, wie sie Usein Bolt einst schrieb. Um das Maximum an effizienter Arbeit aus seinem Körper zu schöpfen, muss sich scheinbar der Bewegungsmechanismus der beiden unteren Extremitäten wie beschrieben verhalten. Lange Seite, längerer Kontakt und kurze Seite, höherer Impakt.

Ich ziehe hier ein kurzes Fazit und mache die Verbindung zurück zur Einleitung in die Beinlängendifferenz. Ein klares und eindeutiges Muster kann bis heute nicht definiert werden. Viel mehr weiss man, dass die Kompensationsmechanismen sehr vielseitig sind. In der Tabelle 1.4 wird dargestellt, welche Erkenntnisse aus den zitierten Studien gewonnen werden konnten.

Tab.1.4

Kürzeres Bein	Längeres Bein	Messmethode	Studie
Zunahme der Belastung auf den Vorfuss	Keine Messanalyse	Dynamisch	O`Toole et al 2003[38]
Erhöhte Muskelaktivität in der Standphase Geringere Bodenkontaktzeit	Erhöhte Spitzendruckwerte über Vorfuss und Grosszehen	Dynamisch	Perttunen et al. 2004[40]
Erhöhte positiv Arbeit in der Standphase	Erhöhte negativ Arbeit in der Standphase	Dynamisch	Song et al. 2021[39]
Erhöhte Belastung auf das arthrotische Knie	—————	Dynamisch	Resende et al. 2003[36]
Funktionelle Verlängerung des Beines	Funktionelle Verkürzung des Beines	Dynamisch	Resende et al. 2003[29]
Mögliche Zunahme von Knieproblemen und LWS Beschwerden ipsilateral	Mögliche Zunahme von Knieproblemen Prädisposition für Hüftproblematik	Literatur Übersichtsarbeit	Gordon J.E. 2019[28]
13% kräftigerer Aufschlag auf dem Boden	14% längere Kontaktzeit auf dem Boden	Videoanalyse Sprint	New York Times 2017[41]

1.4 Biomechanik des Fusses

Der menschliche Fuss ist ein Wunderwerk der Natur und eine sehr komplexe Körperregion. Er besteht aus 26 Knochen und zwei Sesambeinchen, die in vielen Gelenksflächen zueinanderstehen und in der Funktion der Stabilität und der Mobilität miteinander antizipieren. Die weiteren anatomische Strukturen wie Bänder, Faszien, Fettgewebe und Muskeln, sowie die ganze Neurosensomotorik komplettieren die ökonomische Funktion des Fusses.

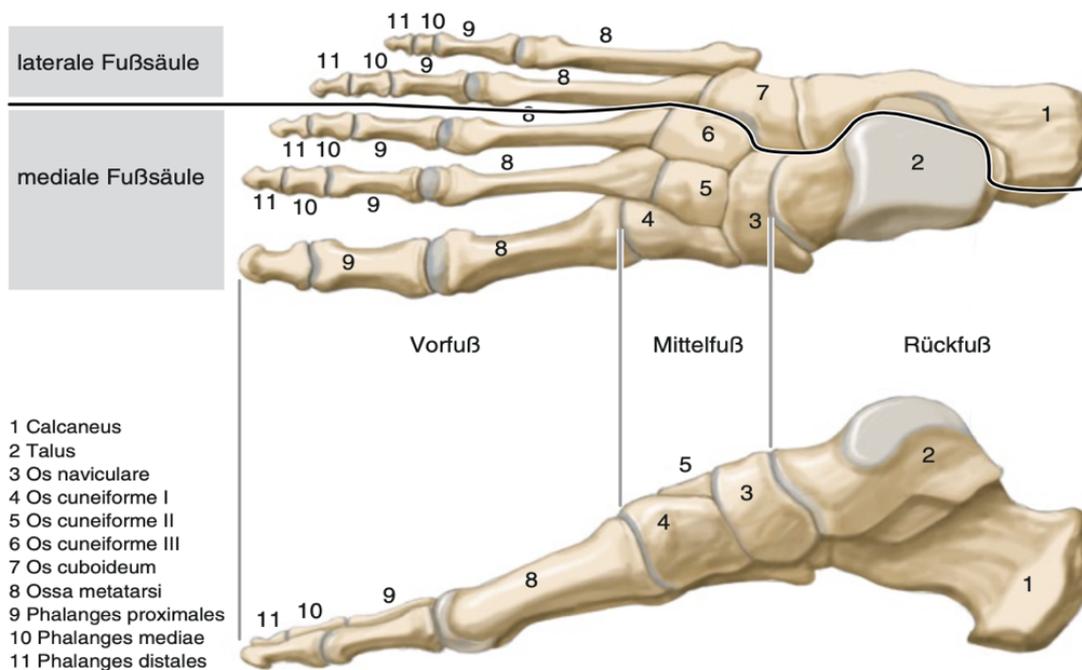
Der Fuss ist beim menschlichen aufrechten Gang das erste und letzte Bindeglied zwischen Boden und Körper. Er hat die kinetische Aufgabe Kräfte aufzunehmen, sie dynamisch zu stabilisieren und sie wieder abzugeben, um sie dann adäquat für die Fortbewegung zu nutzen. Die Voraussetzungen an einen optimal funktionierenden Fuss sind gross und müssen mehrere Faktoren als biomechanische Einheit erfüllen.

Die sensomotorische Kontrolle soll bei jeder Aktivität voll und ganz erbracht werden. Die passiven Strukturen sollen Bewegungen limitieren und als eine sogenannte Fussfeder in Form von Energiespeicher für den elastischen Rückstoss dienen. Und als weitere Voraussetzung soll er auch die nötige Beweglichkeit erbringen, die nicht zu steif und nicht zu beweglich sein soll.

1.4.1 Beweglichkeit, Bewegungseinheit und Bewegungsmuster

Die Bewegungseinheiten oder Fussabschnitte in Abb. 1.6 vom Buch AE Manual der Endoprothetik von Hans Wolfram Neumann sind hier zur Orientierung übersichtlich dargestellt.

Abb.1.6



Buch AE Manual der Endoprothetik, Hans Wolfram Neumann 2012 Seite 254

Gibt es ein einziges Bewegungsmuster, das bei 100 Probanden vorherrscht, um dann auch eine Vorhersage bezüglich Normbewegungen in den Gelenken des menschlichen Fusses zu machen?

Genau dies versuchte Nester et al. 2014 [42] in einer umfangreichen Arbeit mit 100 gesunden, asymptomatischen Probanden im Alter von 18-45 herauszufinden.

Sie unterteilten den Fuss und die umliegenden Strukturen in sechs Segmente (das Bein, Fersenbein, Mittelfuss „Naviculare und Kuboid“, der mediale Vorfuss, der laterale Vorfuss und der Hallux). Diese beklebten sie mit externen Markern welche dann im 3D-Multisegmentmodell mit Kameras während des Gehens aufgenommen wurden.

„Das Ergebnis war, dass es keine Konsistenz in den Bewegungen der 100 Probanden gab.“ Somit ist es schwierig die Fuss Biomechanik einer Bewegungsnorm oder einem allgemein gültigen Bewegungsmuster zu unterziehen.

In einer weiteren Studie von Nester und seinen Mitarbeitern aus dem Jahre 2007[43], in der sie mit Bone pins an 13 menschlichen Fusskadavern die Beweglichkeit der Fussknochen bei einer durch Robotik simulierten normalen Gehbewegung analysierten, konnten sehr gute Daten über die Beweglichkeit der Metatarsalen, der Cuneiforme, des Naviculares und des Kuboid erhoben werden.

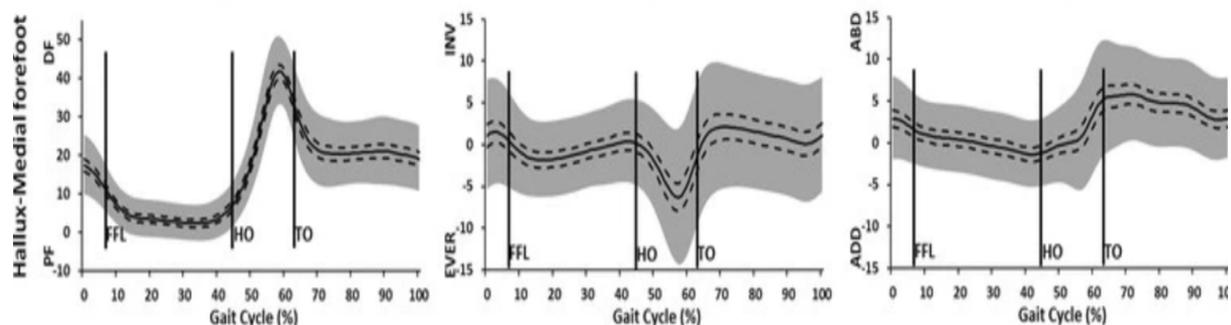
Eine weitere Studie, bei der die Beweglichkeit der Knochen im menschlichen Fuss gemessen wurde, ist von Lundgren und seinen Mitarbeitern die im Jahre 2008 publiziert wurde[44].

Sie nahmen Messungen an sechs männlichen Probanden im Durchschnittsalter von 38 Jahren vor, die ihre Zustimmung für die Teilnahme an der Studie gaben. Bei den Probanden wurden Knochenstifte von 1.6mm unter lokaler Anästhesie an der Tibia, Fibula, Calcaneus, Talus, Naviculare, mediales Cuneiforme, Cuboid und Metatarsale eins und fünf, angebracht. Sie erhoben die Messungen aus 10 Gangzyklen, die die Probanden in ihrer selbstgewählten Geschwindigkeit durchliefen. Bodenreaktion und Bodenkontaktzeit wurden mit einer eingelassenen Messplatte gemessen und die erhobenen Daten anschliessend mit ausgewertet.

In allen drei Studien gab es gleichaussagende Ergebnisse, die nachfolgend erläutert werden und die eine Relevanz zur Fragestellung dieser Arbeit haben.

Ausschliesslich aus der Studie von Nester et al.[42], bei der sie die 100 Probanden untersuchten, kann man die Bewegung im Grosszehengrundgelenk nachvollziehen. Hier gilt es das Augenmerk auf die Bewegungsamplitude von der Fersenablösung (HO) bis und mit der Zehenablösung (TO) zu lenken. Eine schematische Darstellung aus der Studie ist dazu in Abb. 1.7 ersichtlich. Dies sind die erhobenen Daten von der Bewegung zwischen dem medialen Vorfuss und des Hallux. Wie aus den Daten der Transversalebene entnommen werden kann, bewegt sich der Grosszehen im Moment der Fersenanhebung in Richtung Abduktion. Diese Erkenntnis nehmen wir mit in die fortlaufenden Kapitel.

Abb.1.7

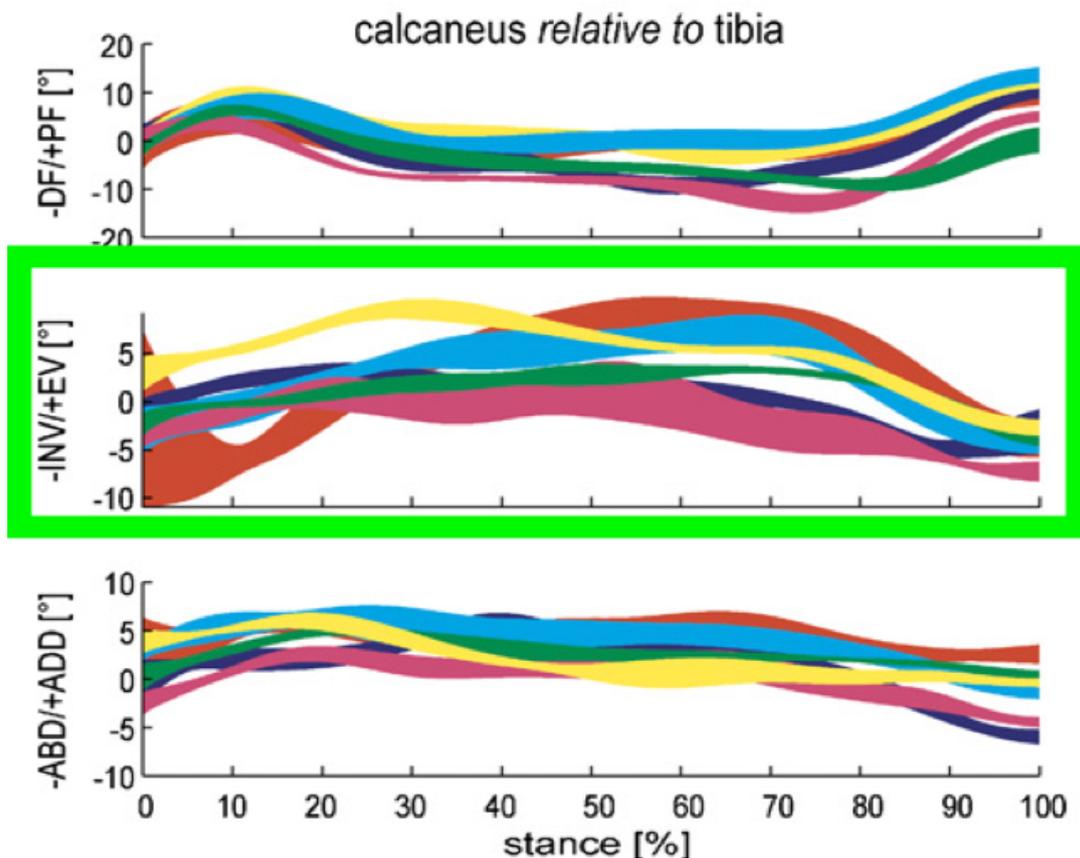


Studie von Nester et al. 2014

Beobachten wir die laterale Fuss säule, wie sie in Abb.1.6 Abgebildet ist. Die laterale Fuss säule ist der Teil des Fusses der beim initialen Kontakt, die Bodenkontaktkräfte aufnimmt. Sie weist in den ca. 60-80% der Standphase eine hohe Beweglichkeit auf. Die Studien von Lundgren und Nester erbrachten den Nachweis, dass der Calcaneus als Teil der lateralen Fuss säule, in der Standphase bei 60-80% eine Eversionsbewegung macht. Die Bewegung des Calcaneus läuft dann im letzten Viertel der Standphase wieder zur Nullstellung oder in eine leichte Inversion zurück. Dieses ganze Bewegungsverhalten, wie es in der Studie von Lundgren [44] beschrieben wird, ist in Abb. 1.8 ersichtlich. Zur Verständnisklä rung, die 100% entsprechen der Standphase eines Beines.

Die Bewegung im Rückfuss und die des Unterschenkels sind gekoppelt und verhalten sich folgendermassen. Bewegt der Calcaneus in eine Eversion, so rotiert die Tibia nach medial und bei einer Inversion nach lateral. Seringe et al. [45] hat sich eingehend mit dem Körperabschnitt Fuss beschäftigt und konnte diese gekoppelte Bewegung in seiner Arbeit bestätigen. Das eigentliche Ziel seiner Arbeit war es, ein besseres klinisches Verständnis der calcaneopedalen Einheit zu bekommen und wie die radiologische Darstellung interpretiert werden kann.

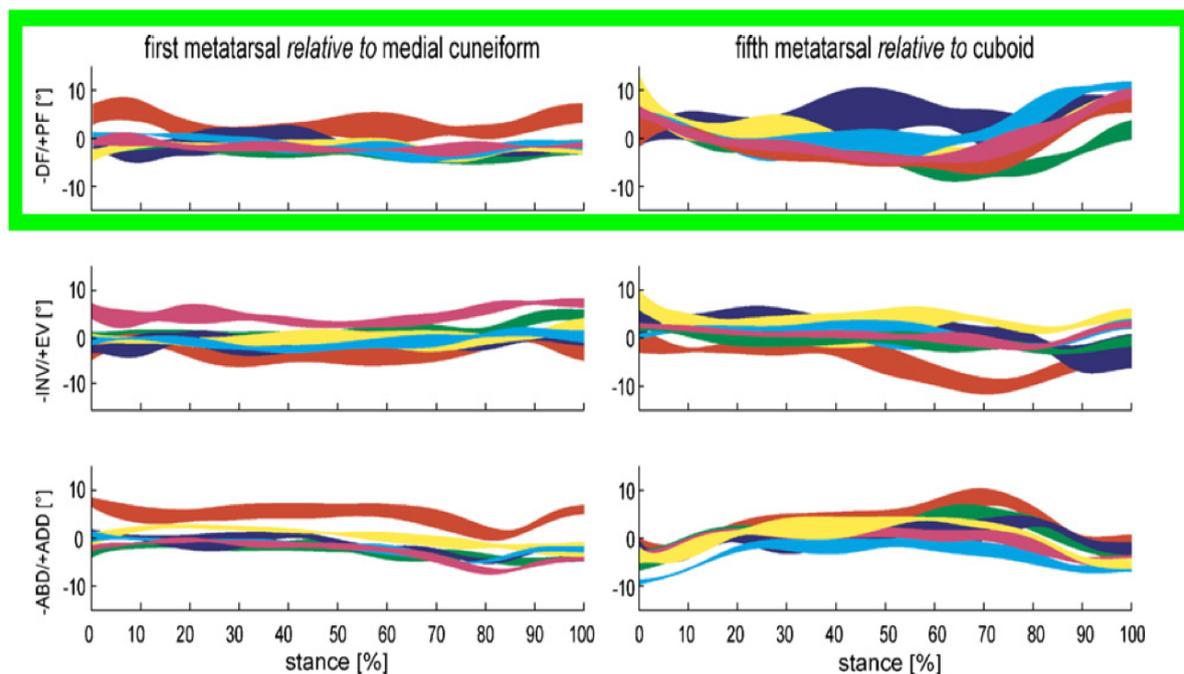
Abb.1.8



Grafische Darstellung aus der Studie von Lundgren

Abb.1.9

P. Lundgren et al./Gait & Posture 28 (2008) 93–100



In Abb.1.9 aus den erhobenen Daten der Studie von Lundgren [44] sehen wir, dass der laterale Teil des Fußes während der Standphase ein sehr beweglicher Teil des ist. Dies ist entgegen der Theorie, die lange Zeit angenommenen wurde, dass der laterale Teil des Fußes eher starr sei. Man sieht aus den Daten, dass das Kuboid zum fünften Metatarsal beinahe eine doppelt so hohe Beweglichkeit in der Sagittalebene zeigt wie das mediale Cuneiforme zum I. Metatarsale. Vergleicht man jedoch die Gesamtsumme der Beweglichkeit der lateralen Säule mit der des ersten Strahls der medialen Säule so bekommen wir beinahe gleich viel Beweglichkeit in der Sagittalebene.

Die laterale Säule bewegt sich in der Sagittalebene um 23° durch eine kombinierte Bewegung am fünften Metacuboid und am Calcaneus-Cuboid-Gelenk. Entlang der medialen Säule beträgt die kombinierte Bewegung des ersten Metatarsalcuneivormegelenk, des Cunonaviculargelenk und des Talonavikulargelenk 25° .

Analysiert man dann die Gesamtbewegung in der Sagittalebene, die von den Fußgelenken beigesteuert wird und diejenige, die vom Sprunggelenk beigesteuerte Bewegung, so übersteigt die beigesteuerte Bewegung in den Fußgelenken die des Sprunggelenks um fast 50 %. [44]

Dies ist eine wertvolle Erkenntnis in Bezug auf das Verständnis der weiterlaufenden Bewegung oder auf das Ausmass von Ausweichbewegungen bei Kompensationsmechanismen im Fuß und im Sprunggelenk. In der Folge dessen bekommt die komplexe Bewegungseinheit des Mittelfusses, siehe Abb.1.6, nochmals eine stärkere Bedeutung. Der Abschnitt Mittelfuß ist die Verbindungseinheit zwischen der lateralen und der medialen Fußsäule und die des Vorfusses mit dem Rückfuß. Der Mittelfuß dient somit als zentrale Funktion von Kraft- und Bewegungsübertragung. Sei es als die Kräfte absorbierende Einheit in der initialen und mittleren Standphase und als verriegelter Stabilisator für die Kraftabgabe auf den Boden in der terminalen Standphase.

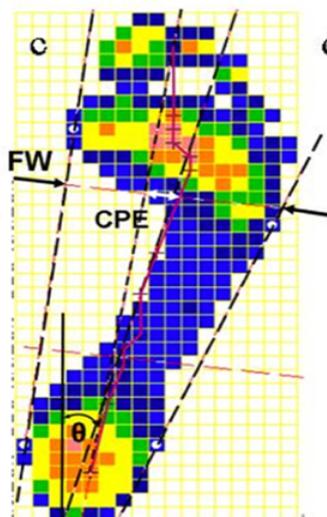
Ist das Bewegungsmuster erkennbar an Pes planus und Pes cavus?

In den beiden Arbeiten von Buldt [46] und von Hillstrom [12] konnten bestimmte Bewegungsmuster bei planus- und cavus-Fusstypen bestätigt werden.

In der systematischen Review Studie von Buldt und seinen Mitarbeitern [46] wurde aus der Datenbankanalyse 12 Artikel ausgewählt und einer Metaanalyse unterzogen, die die Einschlusskriterien erfüllten. Alle Studien die ausgewählt wurden, haben kinematische Messungen am belasteten Fuss anhand einer 3D Analyse im Stehen und oder im Gehen ausgewertet. Sie konnten bei planus-Fusstypen eine verstärkte Eversion des Rückfusses in der Frontalebene und eine verstärkte Bewegung des Vorfusses in der Transversalebene zum Rückfuss in Richtung Abduktion feststellen.

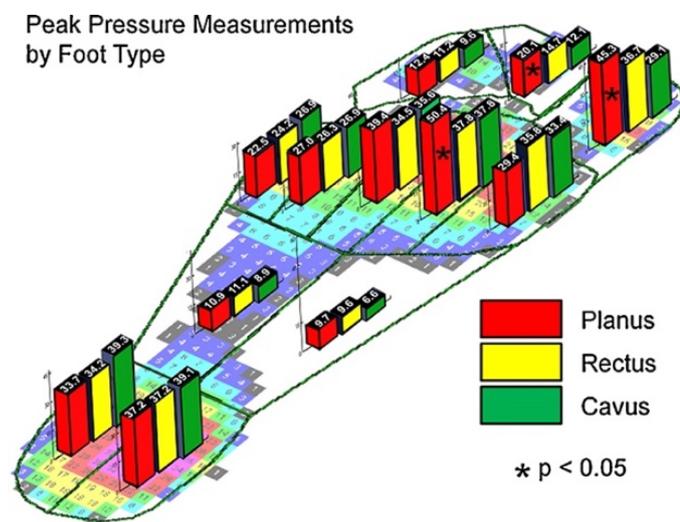
In der Studie von Hillstrom et al. [12] hatte man an 61 asymptomatischen gesunden Erwachsenen im Alter zwischen 18 und 77 Jahren, die beidseitig den gleichen Fusstyp aufwiesen (44 Planusfüsse, 54 gesunde Füße und 24 Cavusfüße), strukturelle und funktionelle sowie dynamische und statische Messungen vorgenommen. Alle Daten sind bilateral also rechter und linker Fuss aufgenommen worden. Es gab bei diesen Messungen signifikante Unterschiede der drei Fusstypen. Der Maleovalgisations-Index misst die Valgisierung des Rückfusses in Bezug zu den Maleolen, das heisst die Eversion im Rückfuss. Hier zeigt sich eine deutliche Erhöhung des Indexes bei planus-Fusstypen im Vergleich zu den beiden anderen. Diese Aussage bestätigt auch die Studie von Buldt, wie sie im oberen Abschnitt erwähnt wird. Bei der Messung des Center of Pressure Excursion Index (CPEI) wie es in Abb.1.10 dargestellt ist, der die Konkavität der Druckmittelpunktcurve im Mittelfusskopfbereich normiert auf die Fussbreite misst, sah man, dass die dynamische Pronation (Fussverschraubung) bei Planusfüßen einen niedrigeren Wert aufweist als die der Rectus- oder Cavusfüße.

Abb.1.10



Darstellung des CPEI aus der Studie von Hillstrom et al.

Abb.1.11



Druckmessungen der Fusstypen aus der Studie von Hillstrom et al.

Eine weitere wichtige Erkenntnis aus der Studie von Hillsrom zeigt sich bei der Messung der Parameter des Spitzendrucks (Peak Pressure) für die verschiedene Fusstypen wie es in Abb.1.11 ersichtlich ist.

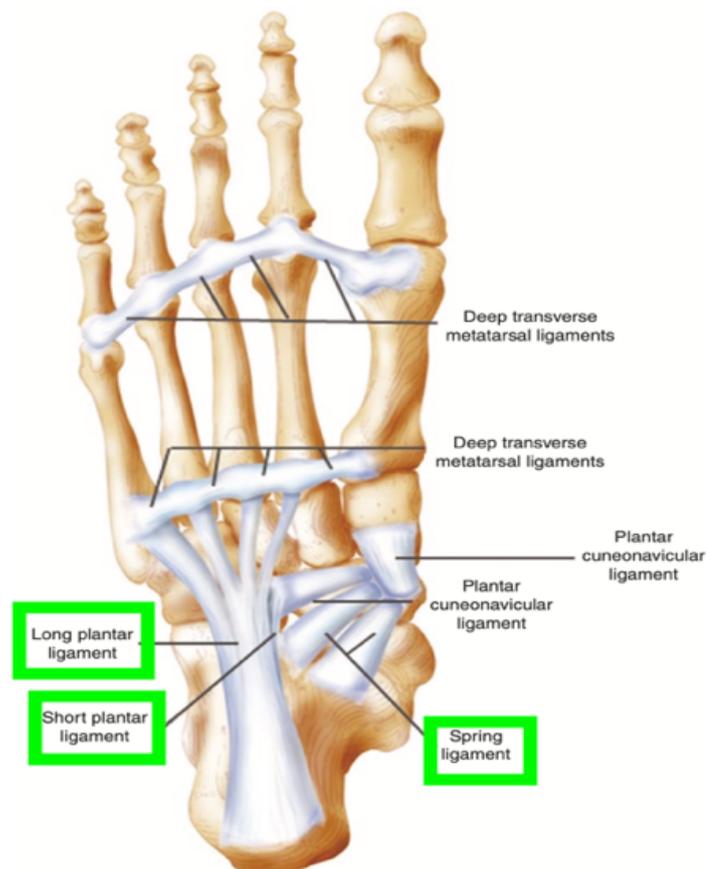
Betrachten wir den Druck auf den Hallux so sieht man, dass dieser bei den Pes planus im Vergleich zu Pes cavus signifikant erhöht ist. Auch der Druck über dem ganzen zweiten Strahl ist bei Pes planus leicht erhöht. Biomechanisch interessant wird es, dass der Druck beim ersten Metatarsal hingegen deutlich verringert ist. Dies zeigt eine Abrollbewegung der Plattfüsse über den zweiten Strahl, mit einer zusätzlichen Druckspitze auf den distalen Teil des grossen Zehs.

1.4.2 Die passiven Strukturen als Energiespeicher

Die Bänder des Fusses erfüllen zwei Funktionen. Zum einen limitieren sie das Bewegungsende eines Gelenkes oder die einer kombinierten Bewegung von mehreren Gelenken. Zum anderen erfüllen sie die Funktion als Energiespeicher für den elastischen Rückstoss des Fusses beim Gehen. Das kurze und das lange Plantarligament, das Sprungligament und die Plantaraponeurose wie sie in Abb.1.12 dargestellt sind, wurden in der Studie von Ker et al.1987 [47] als sogenannte Fussfeder bezeichnet.

Sie konnten bei amputierten Füßen unter Laborbedingungen an einer nachsimulierten Belastung der mittleren Standphase bis zur terminalen Standphase aufzeigen, dass die erwähnten Bänder für den Energiespeichermechanismus wichtig sind.

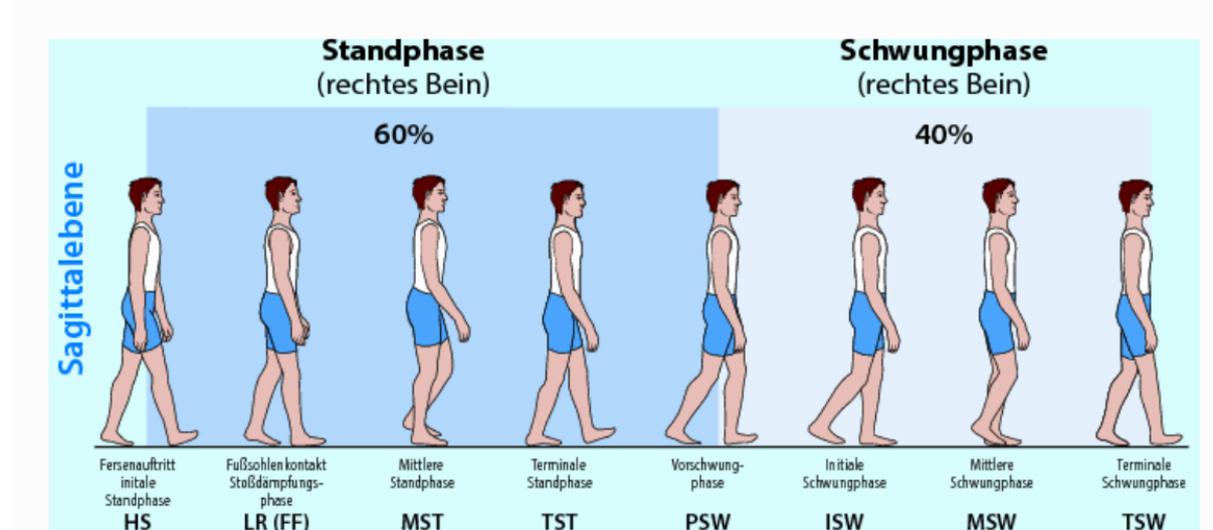
Abb.1.12



1.4.3 Die Belastung des Fusses über den Gangzyklus

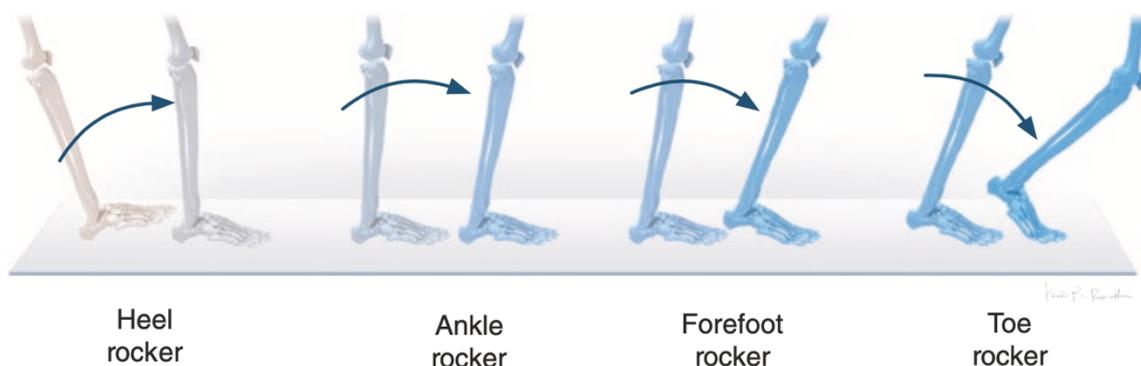
Um zu verstehen, was während des Gehens in welchem Moment geschieht, wurde der Gangzyklus in verschiedene Phasen unterteilt. Ein Gangzyklus kann in zwei Phasen eingeteilt werden, in die Standphase und in die Schwungphase. Die Standphase ist die belastete Phase des Beins während des Ganges und wird in weitere fünf Phasen unterteilt. Die Schwungphase ist die, wenn das Spielbein das belastete Bein überholt. Auch die Schwungphase wird in drei weitere Phasen unterteilt. Ein Überblick ist in der Abb.1.13 dargestellt.

Abb.1.13 Gangphasen



Buch, Functional Kinetics, praktisch angewandt, Gehen analysieren Seite 34

Abb.1.14 Einteilung in die Wippen Phasen



Buch "Richie Jr. 2021 Book, Pathomechanics of Common Foot Disorder", Seite 47

Richtet man den Fokus auf den Fuss, so wird der Gangzyklus in vier Wippen eingeteilt, ein Überblick ist in Abb.1.14 ersichtlich. Die Bezeichnung Wippe kommt aus der englischen Literatur und ist hier ins Deutsche übersetzt, dort wird sie als sogenannter „Rocker“ bezeichnet. Die Wippe ist immer dort, wo die primäre Bewegungsachse durchläuft. Beginnend bei der Fersenwippe, die weiter zur Sprunggelenkwippe läuft, dies entspricht den Zeitraum der Initialen und der mittleren Standphase.

Der Bewegungszyklus läuft weiter in die Vorfuss Wippe und endet über der Zehen Wippe (Grosszehen Wippe). Dies entspricht der Terminalen Standphase und der Vorschwungphase. Die Nachfolgenden theoretischen Inhalte werden hauptsächlich aus dem Buch von Richie Jr. 2021 Book „Pathomechanics of Common Foot Disorders“ [3] und aus dem Buch „Gehen Verstehen“ von Kirsten Götz- Neumann [48] entnommen.

1.4.3.1 Initiale Standphase 0-2% des Gangzyklus

Beim ersten Kontakt ist das Knie gestreckt und das Sprunggelenk in Dorsalextension. Der Gastrocnemius hat seine maximale Länge durch die aktive Dorsalextension des M. tibialis anterior erreicht. Die Muskelaktivität vor dem Aufsetzen des Fusses ist hauptsächlich im M. quadrizeps femoris, der für die Streckung des Knies sorgt und im M. tibialis anterior, der den Fuss dorsal beugt. [3] Seite 48

Legt sich das Fersenbein auf den Boden, werden die Hüftextensoren aktiviert und beginnen mit dem exzentrischen Arbeiten. [48] Seite 90

1.4.3.2 Stossdämpfungsphase „loading response“ 2-12% des Gangzyklus

Mit der Belastungsaufnahme durch die Zunahme des Bodenkontaktes wird das Kniegelenk aus der Extensionsstellung in eine leichte Flexionsstellung «entriegelt», dabei dreht sich der Unterschenkel im Kniegelenk von einer Aussenrotation in Richtung Innenrotation. Als weiterlaufende Bewegung senkt sich der Calcaneus in Richtung Eversion, dadurch entsteht eine Innenrotation, Adduktion im Subtalargelenk. Die ventrale und dorsale Oberschenkelmuskulatur übernimmt mit ihrer Aktivität die dynamische Stabilisierung des Kniegelenkes. [3] Seite 49,50

Die Zehenextensoren und der M. tibialis anterior arbeiten exzentrisch und lassen so den Vorfuss kontrolliert Richtung Boden bewegen. Die Hüftgelenk Extensoren leisten durch den Flexionsdrehmoment ein exzentrisches Abfedern um die Hüfte und den darüber eingeordneten Rumpf zu stabilisieren und aufrecht zu halten. Diese Phase wird auch als Fersenwippe oder englisch «Heel rocker» bezeichnet. Diese zieht sich dann weiter bis hin zur mittleren Standphase. [48] Seite 91

1.4.3.3 Mittlere Standphase 12-30% des Gangzyklus

Die «loading response» Phase endet mit dem Aufsetzen des gesamten Fusses. Zeitgleich geht die Doppelbelastung der Füße in die Einbeinbelastung über. Diese Phase setzt voraus, dass das sensorische System einwandfrei funktioniert. Der koordinative Anspruch, um die Gewichtverlagerung zu kontrollieren, steigt. Das Hüftgelenk des Standbeines bewegt sich weiter in Richtung Streckung und Innenrotation und das Becken senkt sich kontralateral leicht ab und das Hüftgelenk bewegt sich in Adduktion. Das Kniegelenk bewegt sich in der Mitte des Standes von der leicht flektierten Position zurück in eine nicht maximale Streckung, um das volle Körpergewicht auf einem Bein zu übernehmen und die Belastung zu kontrollieren. Durch die Streckung des Knies und die Dorsalflexion des Sprunggelenks während des mittleren Standes kommt der M. gastrocnemius unter Zug. Der ganze M. triceps surae leistet exzentrische Arbeit. Der M. soleus erfüllt die Aufgabe den Vorschub der Tibia zu kontrollieren. Über den ganzen Zyklus hinweg ist die Bewegungsachse im Sprunggelenk angesiedelt und wird auch als Sprunggelenks Wippe bezeichnet.

Die mittlere Standphase kann man in eine Anfangs- und Endphase aufteilen.

In den ersten 60 % der Standphase des Ganges, die bis kurz nach der mittleren Standphase geht, werden durch Bewegungen der Segmente innerhalb des Fusses in Form von Dehnung und Streckung die Aufnahme von Energie ermöglicht, um die Bodenkontaktkräfte aufzunehmen und Stöße zu dämpfen. Das Längsgewölbe des Fusses komprimiert sich während den ersten 60 % der Standphase des Ganges, was zu einer Verlängerung der weichen Bänder und der Plantarfaszie führt.

Wie in der Arbeit von Lundgren [44] ersichtlich wurde, was mit dem Calcaneus in der Frontalebene über den Ganzzyklus geschieht, wird hier nochmals in Zusammenhang gebracht. In den ersten 60% der Standphase gibt das mediale Längsgewölbe nach, der Rückfuss kommt in eine Eversionsstellung und der Vorfuss supiniert, so bekommen die plantaren passiven Strukturen einen Dehnreiz und beginnen die Dehnenergie zu speichern, bis die Plantaraponeurose straff ist. In derselben Zeit über diesen Zyklus des Ganges übernimmt die Fuss- und Unterschenkelmuskulatur ihre sensomotorische Funktion um die Belastungsaufnahme dynamisch zu sichern und zu stabilisieren. Um die weitere Absenkung des Fusslängsgewölbes aufzuhalten sind die Inversionsmuskeln, M. tibialis posterior, M. soleus, M. flexor hallucis longus und der M. flexor digitorum longus aktiv und die eversorische Muskulatur der M. peroneus longus und brevis stellen die laterale Stabilität sicher. Dieses Zusammenspiel wird auch als Steigbügel bezeichnet. [48]Seite 91 [3] Seite 50,51,94,95

1.4.3.4 Terminale Standphase 31-50% des Gangzyklus

Bei 60 % der Standphase des Ganges, was 40 % vom gesamten Gangzyklus entspricht, hat der Fuss des Spielbeins den Fuss des Standbeins gerade überholt, und das Abheben der Ferse wird eingeleitet. Dies ist der Beginn der terminalen Standphase und wird auch als Vorfuss Wippe benannt, siehe Abb.1.14. Der Zeitpunkt an dem die Ferse anhebt, variiert von Person zu Person und hängt einerseits von der Stabilität der Mittelfussgelenke und andererseits vom verfügbaren Bewegungsumfang des Sprunggelenks ab. Weiter variiert der Fersenaufstieg in Abhängigkeit der Gehgeschwindigkeit und der Schrittlänge. Die Komponenten der Vorwärtsbewegung stellt sich einerseits durch den Vorschwung des Spielbeins und andererseits, weil der Körperschwerpunkt sich bereits ausserhalb der Unterstützungsfläche befindet. Die Hüfte erreicht ihre volle Streckung, in Abhängigkeit der Schrittlänge, und beginnt dann am Ende der terminalen Standphase sich wieder in die Beugerichtung zu bewegen. Die Hüftabduktoren bleiben während der terminalen Standphase aktiv, um so das Becken und den Rumpf zu stützen. Durch die Kniebeugung wird das Schienbein nach vorne gekippt, wodurch sich die Ferse während der Endphase des Standes weiter vom Boden wegbewegt wird.

Es kommt zur Supination oder Inversion des Rückfusses und der Anhebung des Fersenbeins von der Auflagefläche. Dieser Ablauf beruht auf der elastischen Rückfederung der passiven Bandstrukturen im Fuss sowie auf der dynamischen Kontraktion der extrinsischen und intrinsischen Muskulatur.

Laut Götz-Neumann ist in dieser Phase der sogenannte Steigbügel maximal aktiv, um die In/Eversion Bewegung im Rückfusses dynamisch zu stabilisieren. Auch der M. flexor hallucis longus und der M. flexor digitorum longus sind in dieser Phase aktiv.[48] Seite 62

Die Inversion des Rückfusses hat eine versteifende oder stabilisierende Wirkung auf die Mittelfussgelenke. Die Forschung hat gezeigt, dass die Versteifung des Fusses während der Endstellung des Vorschwungs nicht auf einen knöchernen "Verriegelungsmechanismus" zurückzuführen ist, sondern eher auf die Spannung der Schlüsselbänder. Ein weiterer Teil der Versteifung der Bänder an den Mittelfussgelenken wird durch die Plantarflexion des Subtalargelenks begünstigt. Diese Vorstellung, dass die Achsen des Talonaviculargelenk und die des Calcaneocuboidalgelenk je nach Stellung des Subtalargelenks parallel oder divergent sein können, erklärt den von Elftman und Manter vorgeschlagenen Verriegelungsmechanismus der Mittelfussgelenke.[49] Der Knöchel versteift sich weiter, weil die kontraktile Aktivität des M. triceps surae die Bodenreaktionskräfte gegen den Vorfuss während des Fersenaufstiegs entgegenwirkt.

Die Plantarflexionskraft der Wade beim Fersenaufstieg kann nicht wirksam sein, wenn die Mittelfussgelenke in dieser kritischen Phase des Gangs nicht stabil sind. Eine übermässige Bewegung der Mittelfussgelenke würde den Fersenaufstieg behindern.

Mit der Versteifung des Mittelfusses kommt es zu einer Ausrichtung der Gelenksflächen, welche den Abrollmechanismus über die funktionelle Fusslängsachse sauber ermöglichen, was für die Erzeugung der Abstosskraft während des Vortriebs entscheidend ist. Die Pronation des Vorfusses über das Mittelfussgelenk ist mit einer Aussenrotation des Schienbeins im Kniegelenk und der Inversion des Rückfusses gekoppelt und lenkt die Gewichtsbelastung auf die mediale Fuss säule um, um so eine Gewichtsverlagerung zu ermöglichen und die Winde zu aktivieren. Wenn sich der Druckmittelpunkt während des terminalen Standes nach vorne bewegt, nimmt das Dorsalflexionsmoment in den Metatarsalphalangialgelenken zu. Eine kontrollierte Beweglichkeit dieser Gelenke ist entscheidend für den normalen Ablauf durch die Vorfusswippe. Die ordnungsgemässe Funktion der Zehenbeuger, der intrinsischen und extrinsischen Muskeln, sowie die richtige Spannung der Plantaraponeurose steuern oder hemmen die Dorsalflexion der Zehen auf den Mittelfussköpfen und beeinflussen dadurch auch die nächste Phase, die Grosszehenwippe! [3]Seite 52,53,32-36,95

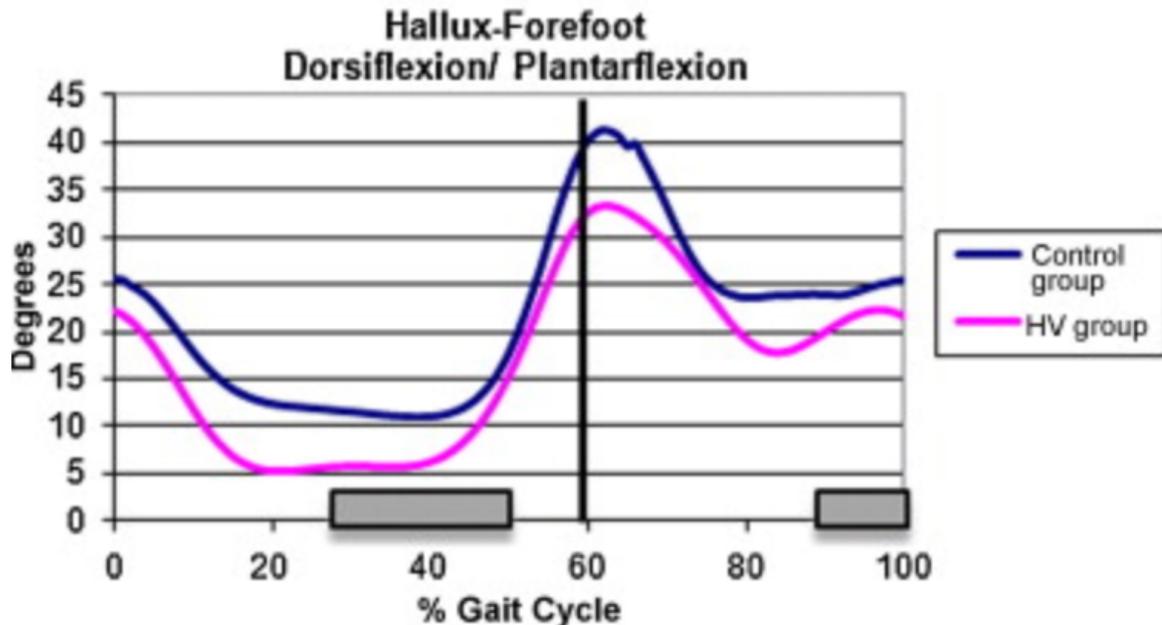
An dieser Stelle lässt sich einen Vergleich mit der Studie von Deschamps [50] machen. Diese Studie verglich den Hallux valgus Fuss mit dem sogenannten normalen Fuss. Die Fusstypen Pes planus und cavus oder auch andere Pathologien wurden ausgeschlossen. Diese Studie untersuchte 20 Patienten mit einem HAV und 22 in der Kontrollgruppe ohne HAV. Der Gangzyklus der Teilnehmer wurde auf einem 10 m langer Laufsteg mit zwei in den Boden integrierten Druckmessplatten aufgenommen. Die dreidimensionalen Bewegungsdaten von den Füßen und der unteren Extremität wurden mit einem 612 Vicon Motion Capture System gemessen. Die Kraftplattendaten (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA) wurden verwendet, um die zeitlichen Parameter des Gangzyklus genau zu bestimmen.

Nach dem Anbringen der Marker am Fuss und am Unterschenkel wurde zuerst ein statischer Versuch durchgeführt, um die lokalen Referenzrahmen der Segmente zu bestimmen. Während dieses statischen Versuchs wurden die Probanden gebeten mit gestreckten Knien in einer entspannten aufrechten Position zu stehen. Die relative Ausrichtung des Beins, des Hinter- und des Vorderfusses, die während dieses statischen Versuchs aufgezeichnet wurde, wurde anschliessend erfasst und als die relative Position betrachtet. Anschliessend wurden die Messungen der dynamischen Versuche durchgeführt, wobei die Probanden mit einer selbst gewählten Geschwindigkeit gingen um 5 adäquate Gehversuche für den dominanten Fuss (d. h. den Fuss, mit dem der Gang eingeleitet wurde) aufzuzeichnen.

Die Studie kam zu folgendem Ergebnis, welches für die Fragestellung dieser Arbeit relevant ist. Während der terminalen Standphase wurde in der HV-Gruppe eine signifikant geringere Plantarflexion beobachtet ($p < 0,01$). Zu diesem Resultat gab es auch noch andere, die hier nicht erwähnt werden.

In Abb.1.15 ist aus der Grafik ersichtlich wann die verminderte Plantarflexion über den Gangzyklus vorkamen. Der schwarze Strich signalisiert den Moment der Zehenablösung.

Abb. 1.15



Studie von Deschamps 2010,[50]

1.4.3.5 Vorschwungphase 50-62% des Gangzyklus

Mit dem Vorschwung beginnt eine weitere Phase der doppelten Unterstützung, wenn der gegenüberliegende Fuss den Boden berührt hat und sie endet dann, wenn der vorhergehende einfach belastete Fuss den Boden vollständig verlassen hat.

Die abschliessende vierte Wippe oder "Zehenwippe" findet während der Vorschwungphase statt und ist eigentlich eine Vorwärtsbewegung des Fusses über das erste Grosszehengrundgelenk. Daher kann der Vorgang auch als "Grosszehenwippe" bezeichnet werden. In dieser Phase wird die Hüfte und das Knie wieder in die Flexionsrichtung bewegt. In Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit zeigt der M. rectus femoris und der M. quadriceps vastus lateralis Aktivität. Je schneller der Gang, desto höher die Aktivität.[51]

Während des Vorschwungs ist das Knie bereits gebeugt, und das Sprunggelenk bereits plantarflektiert, was auf halbem Weg durch die Endphase des Standes beginnt. Die Beugung von Knie und Hüfte ziehen den Fuss während des Vorschwungs buchstäblich vom Boden weg. In der Studie von Hunt et al. 2001 wurden Daten an 18 männlichen Probanden der konzentrischen und exzentrischen Arbeit der extrinsischen Muskeln am Unterschenkel anhand EMG Ableitungen erhoben. Und die Bewegung des Fusses über die belastete Standphase mit der 3D Analyse aufgezeichnet. Die erhobenen Daten zeigten, dass der M. triceps surae, in der letzten Phase des Standes, als konzentrischer Inversor im Rückfuss arbeitet.[52]

Die konzentrische Muskelarbeit des M. triceps surae und der Zehen Flexoren hören am Ende der Vorschwungphase auf, wodurch die gespeicherte elastische Energie freigesetzt wird. Der Fuss dreht sich über die Zehengrundgelenke wodurch die Plantaraponeurose gestrafft wird. Dadurch wird der sogenannte Windenmechanismus in Gang gesetzt Abb. 1.18. Die Plantaraponeurose wirkt wie eine Winde um die Köpfe der Mittelfusssknochen, wodurch die Mittelfussgelenke und die Mittelfusssknochen im sogenannten Längs und Quergewölbe gestützt gehalten werden. [48] Seite 63

Das Subtalargelenk bewegt sich in dieser Phase weiter in Richtung Supination, diese Bewegung ist mit der Aussenrotation des Schienbeins gekoppelt.

Das der Fuss während dieser kritischen Phase des Gangzyklus stabil bleiben kann ist von mehreren Mechanismen abhängig. Die Versteifung durch den elastischen Rückstoss der Plantaraponeurose, die Kontraktion der plantaren intrinsischen Muskeln, der elastische Rückstoss des M. tibialis posterior und die günstige Spannung der Plantarligamente aus der supinierten Position des Subtalargelenks verleihen dem Fuss die nötige Stabilität.

Ein effizienter Gang erfordert diese Stabilität und die dadurch zentrierte Ausrichtung der Zehengrundgelenke und des ersten Strahls. Eine übermässige Bewegung des ersten Mittelfusssknochens in der Transversalebene und der Frontalebene beeinträchtigt die Funktion der Flexoren des Grosszehens. Dies sieht man deutlich bei der HAV-Deformität. Dieser Kraftverlust der Flexoren des Grosszehens führt zu einer Überlastung der anderen Mittelfusssknochen in der terminalen Stand- und der Vorschwungphase. Es wird angenommen, dass dies auch eine Ursache für Metatarsalgien sein kann.

Zusammenstellung aus dem Buch von Richie Jr. 2021, Pathomechanics of Common Foot Disorder. [3] Seite 54,55,95-98

1.4.4 Längs- und Quergewölbung

Die Längswölbung des Fusses „FLG“ erstreckt sich über die mediale Fuss säule in der Sagittalebene vom Grosszehengrundgelenk bis zum Calcaneus vom Vorfuss über den Mittelfuss bis zum Rückfuss. Abb.1.16

Die Quergewölbung, in Abb.1.17 ersichtlich, zeigt sich in der Frontalebene im distalen Vorfuss über die Wölbung der Metatarsalen I-V.

Dies sind, laut der FBL die Definitionen der Wölbungen im Fuss.

Abb.1.16

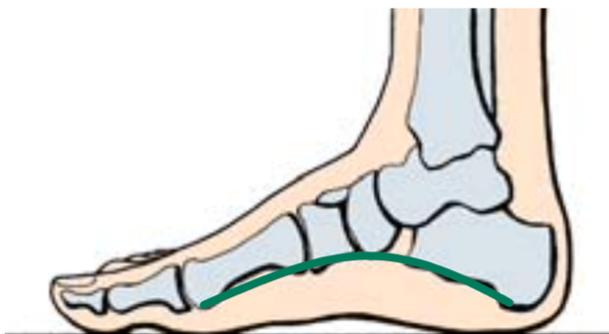
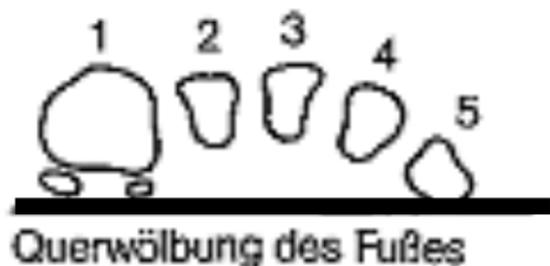


Abb.1.17



Durch die Verdrehung im Fuss die durch Muskelaktivität entsteht, bekommen diese eindimensionalen Wölbungen die Form eines Gewölbes, welche zu vergleichen sind mit dem Deckengewölbe einer mittelalterlichen Kirche oder der Deckenkonstruktion eines Naturkellers. Die Längswölbung wird durch die Unterschenkelmuskulatur des M. tibial posterior und des M. peroneus longus und brevis in Form eines Steigbügels, neuromuskulär unterstützend gehalten. Auch der triceps surae hat eine stabilisierende Funktion der in-eversorischen Bewegung im Rückfuss. Die Querwölbung wird aktiv durch die pronatorische Vorfussverschraubung und der intrinsischen und Teile der kurzen Fussmuskulatur aufgebaut und dynamisch stabilisiert. Erst durch die Verdrehung des Fusses werden die Wölbungen aufgebaut und schliesslich dynamisch stabil gehalten.

MacConaill [53] beschrieb in seiner 1944 publizierten wissenschaftlichen Arbeit, dass durch die Verdrehung des Vorfusses in Pronation, die medialen, lateralen und transversalen Fusswölbung aufgebaut werden. Weiter stellte man fest, dass durch diese Wölbung im Fuss oder die Drehung des Vorfusses in Pronation und die des Rückfusses in Supination (Inversion) sich die Plantaraponeurose, das lange Plantarband und das Federband entspannen. Diese Behauptungen wurden später von Saraffian in seinem Buch „Anatomie of the Foot and Ankle“ 2014, bestätigt. Zitat aus dem Buch [3] Seite 18.

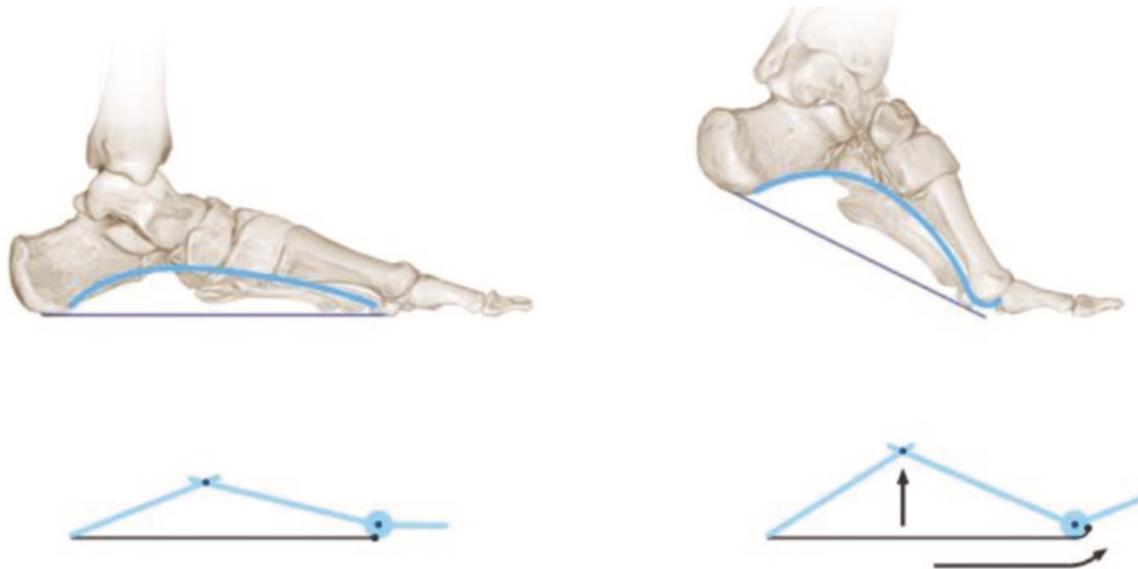
Die Funktionen der Wölbungen sind die Kräfte aufzunehmen und sie wieder abzugeben, sowie das kontrollierte umlenken der Kräfte vom Rückfuss über den Mittelfuss zum Vorfuss und von der lateralen Fussssäule zur medialen Fussssäule. Geschieht dies in einer gut koordinierten funktionellen Einheit, kann ein dynamisch stabiler Gang, aus Sicht des Fusses, erwartet werden.

1.4.5 Der Windenmechanismus

Die osteoligamentären Strukturen des menschlichen Fusses "entwinden" sich in der ersten Hälfte der Standphase des Gangs, um Energie zu absorbieren, Stösse abzubauen und sich an die Unebenheiten des Bodens anzupassen. Diese Strukturen ziehen sich dann zurück und die Fussabschnitte bewegen sich in eine Rückfussinversion und Vorfusspronation. Dies führt zu einer signifikanten Erhöhung der Fusswölbung während der letzten 15 % der Standphase, es findet eine Verschraubung der Fusssegmente statt. Nester et al. konnte aufzeigen, dass der erste Strahl vom Beginn des terminalen Standes bis zum Ende des Vorschwungs eine Plantarflexion von etwa 15° erfährt. [42]

Der Beginn des terminalen Standes verbunden mit dem Fersenaufstieg bewirkt eine maximale Zugbelastung der Plantarfaszie und eine maximale intrinsische Muskelaktivität. Die Rückwärtsbewegung des medialen Gleitens der Plantaraponeurose sowie des M. abductor hallucis, M. flexor hallucis longus und brevis bewirken eine Versteifung des ersten Strahls, eine Plantarflexion der medialen Säule und eine Anhebung der medialen Längswölbung während des terminalen Standes und der Vorschwungphase. Der M. peroneus longus ist an der Versteifung des ersten Strahls mitbeteiligt, da er den ersten Mittelfussknochen des ersten Strahls in eine enganliegende Position gegen das mittlere Keilbein adduziert. Der M. peroneus longus erfüllt die wichtige Funktion der Vorfusspronationsverschraubung während des terminalen Standes, wodurch die Last von lateral nach medial über das erste MTPJ übertragen wird um anschliessend den Windenmechanismus zu aktivieren. Dies alles ist Teil der "Verdrehung" des Vorfusses zum Rückfuss, wie sie ursprünglich von MacConnail beschrieben wurde.[53]

Abb.1.18



Buch "Richie Jr. 2021 Book, Pathomechanics of Common Foot Disorder", Seite 98

Der Windenmechanismus wie in Abb.1.18 dargestellt, ist nicht alleine verantwortlich für die Anhebung und Verkürzung der Fusswölbung während der terminalen Standphase und der Vorschwungphase. Denn die Fusswölbung hebt sich an, bevor die Winde in Gang gesetzt wird. Während der Straffung der Plantarfaszie und der Aktivität der plantaren intrinsischen Muskeln nimmt die kontraktile Kraft des M. triceps surae bis hin zur Inaktivität ab und die damit verbundene senkende Kraft auf den Vorfuss. Weiter wird der Fuss immer mehr von den herrschenden Belastungen entlastet.

Die kritischen Bewegungen innerhalb des Fusses während der Endstellung und des Vorschwungs sind einzigartig für den Menschen und eindeutig Teil eines Mechanismus zur Speicherung und Freisetzung von Energie. Anstelle eines einfachen starren «Hebel-Konzepts» des Fusses für den Vortrieb, was früher von den meisten Autoritäten vertreten wurde, wird heute der menschliche Fuss als eine federähnliche Struktur die während des Abstossens eine beträchtliche Bewegung erfährt, anerkannt.[3] Seite 96-98

1.4.6 Die Rolle des M. abd. hallucis und der intrinsischen Muskeln

Kelly et al. [54] untersuchten die drei grössten intrinsischen Muskeln der Fusssohle den M. abductor hallucis, den M. flexor digitorum brevis und den M. quadratus plantae. Mit Hilfe von intramuskulärem EMG und einer Ultraschallkontrolle wurden die Messungen durchgeführt. Es wurde ein signifikanter Anstieg der Muskelaktivierungsmuster bei zunehmendem Haltungsschwanken gemessen, was darauf hindeutet, dass die plantaren intrinsischen Muskeln eine wichtige Rolle für das Gleichgewicht und die Haltungskontrolle spielen.

Dieselbe Forschergruppe untersuchte in einer weiteren Studie die Rolle der drei plantaren intrinsischen Muskeln bei der Stabilisierung oder Versteifung des medialen Längsgewölbes des Fusses. [55] In dieser Studie wurde eine erhöhte Dehnung und Aktivierung der plantaren intrinsischen Muskeln mit zunehmender Belastungsverformung des Fusslängsgewölbes gemessen.

Durch elektrische Stimulation wiesen die Forscher nach, dass die plantare intrinsische Muskulatur zusammen mit der Plantaraponeurose die Verformung des Längsgewölbes beim Gehen abschwächen. Je nachdem, welcher Muskel stimuliert wurde, wurde eine spezifische Rotation der Fuss skelettsegmente gemessen. Der M. abductor hallucis, der grösste aller plantaren intrinsischen Muskeln, zeigte kinematische Effekte in allen drei Körperebenen, was zu einer Inversion des Fersenbeins und einer Dorsalextension führte. Ausserdem wurde beobachtet, dass sich der Calcaneus bei Stimulation des M. abductor hallucis in Abduktion bewegte, was in geschlossener Kette auf eine Supination der Mittelfussgelenke hindeutet. Dies wurde unterstützt durch die Beobachtung einer Flexion und Adduktion der Metatarsalen während der Stimulation des M. abductor hallucis. Der M. flexor digitorum brevis und der M. quadratus plantae übten nur in der Frontal- und Transversalebene einen Einfluss aus. Die Autoren spekulierten, dass die eher mediale Lage des M. abductor hallucis einen besseren Momentarm zur Beeinflussung der Sagittalebene und der Höhe des Längsgewölbes des Fusses hat. [3] Seite 93,94

Wie verhält sich der M. abductor hallucis bei planus Füßen im Unterschied zu normalen Füßen? In der Studie von Angin S. [56] wurden 98 Probanden im Alter von 18-44 Jahren untersucht. Ziel dieser Studie war es, die Querschnittsfläche und die Dicke der intrinsischen und extrinsischen Fussmuskulatur sowie die Dicke der Plantarfaszie zwischen normalen und planus Füßen, anhand von Ultraschalluntersuchungen zu vergleichen. Es konnten zwei gleich grosse Gruppen a je 49 Teilnehmer den Untersuchungen unterzogen werden. Sie haben festgestellt, dass die Dicke der Muskeln abductor hallucis, flexor hallucis brevis und die peroneus Muskeln signifikant kleiner und der M. flexor digitorum longus und M. flexor hallucis longus in der Pes planus-Gruppe signifikant grösser waren. Die mittleren und vorderen Anteile der Plantarfaszie waren in der Pes planus-Gruppe dünner. Diese Erkenntnisse lassen sich mit den Bewegungsmustern aus dem Kapitel 1.4.1 in Übereinstimmung bringen.

1.5 Klinische Relevanz und Fragestellung

Beim Pathomechanismus des HAV gibt es den Moment, an dem das Grosszehengrundgelenk aus dem Sesamoidkomplex nach medial ausbricht. Dieser Vorgang wird mitverantwortlich gemacht für die Hypermobilität des ersten Zehs. Ist die Abweichung bereits in diesem Stadium, dann verändert sich auch die Muskelfunktion des M. abductor hallucis, des M. flexor hallucis und des M. extensor hallucis. Die Plantarfaszie ist nicht mehr unter dem ersten Strahl zentriert und der Versteifungseffekt durch den Windenmechanismus wird insuffizient. Das Einwirken der Muskelkraft wird nun ein Fortschreiten der Winkelabweichung weiter begünstigen, dies auf Grund der veränderten Biomechanik. Es ist anzunehmen, dass die Winkelabweichung in dieser Phase 15° und mehr erreicht hat und darum der Progression unterliegt.[22] Aus diesem Grund ist es wichtig, die HV-Deformität frühzeitig zu erkennen und die entsprechenden konservativ-therapeutischen Möglichkeiten auszuschöpfen, bevor dieser kritische Moment überschritten wird. Ob sich dadurch ein Progression der Erkrankung verzögern oder aufhalten lässt, ist fraglich und soll in einer weiteren wissenschaftlichen Arbeit untersucht werden. Viele Therapiekonzepte versprechen eine Reduktion der Schmerzsymptomatik und einige mit dem Korrigieren der HAV Abweichung. Aus meiner Erfahrung sind in den meisten Fällen eine Schmerzreduktion und eine Verbesserung der Funktionalität möglich.

Weiter hat die Literaturrecherche gezeigt, dass die Prävalenz eines ausschliesslich einseitigen Hallux valgus in der Bevölkerung ein geringes Vorkommen aufweist. Es zeigte sich eine Prävalenz von maximal 2.7%, so kann man sagen das ungefähr jede 35. diagnostizierte HAV Erkrankung eine ausschliesslich unilaterale HAV Deformität ist. In der Studie von Young [22], auf diese sich die Aussage bezieht, hat man einzig Probanden genommen die bereits einer HAV Operation unterzogen wurden. Somit sind alle asymptomatischen HAV Deformitäten und die, die eine leichte bis 15° Abweichung haben, nicht eingeschlossen. Hier stellt sich die Frage, ob es die Anzahl der unilateralen HAV Deformitäten erhöhen würde, wenn die Kohorte einer Studie auch asymptomatische Füße und solche mit Winkelabweichung unter 15° umfassen würden? Ich denke hier ist die Wahrscheinlichkeit gross, dass mehr einseitig ausgeprägte Deformitäten des Hallux valgus auftauchen würden.

Eine Begründung kann hierzu auf das Vorkommen der klinisch relevanten Beinlängendifferenzen gemacht werden. 90% der Bevölkerung haben ungleichlange Beine und trotz dieser hohen Anzahl ist statistisch gesehen nur 1:1000 Beinlängendifferenzen klinisch relevant und muss einer medizinischen Intervention unterzogen werden. Das heisst, es gibt in der Bevölkerung eine grosse Verbreitung der BLD und im Verhältnis dazu eine geringe Behandlungsanzahl. Würde dies auch dem Vorkommen des einseitigen Hallux valgus entsprechen, könnte man mit einer sensibleren Datenerhebung ein Resultat erwarten, welches eine höhere Prävalenz des einseitigen HAV aufzeigen könnte. Auch hierzu müsste eine gut ausgelegte Studie durchgeführt werden um einen Nachweis zu erbringen.

Die Beinlängendifferenz hat kompensatorische Auswirkungen auf den Körper und beeinflusst die Belastung der beiden unteren Extremitäten im Stehen und im Gehen. Sie zeigt Veränderungen oder Anpassungen der Beckenposition und der ganzen Wirbelsäule. Das heisst, die ganze Statik des Körpers ist konstant gefordert um diese Ungleichheit, bei vielen Alltagssituationen, auszugleichen. Die kompensatorischen Muster einer BLD sind in vielen Studien bereits untersucht worden. Es wurden Daten zu den Bodenkontaktzeiten, zur Bodenauftrittskraft, zu den Auswirkungen auf das Knie und die Hüfte und zur Beckenposition erhoben. Für die Ausweichbewegungen am Sprunggelenk und die Beeinflussung der Position der Wirbelsäule gibt es ebenfalls wissenschaftliche Arbeiten. Siehe Tabelle 1.3 und 1.4. Es stellt sich die Frage, ob es durch eine vorhandene BLD einen Kompensationsmechanismus gibt, der auch das Grosszehengrundgelenk und dessen Biomechanik beeinflusst? Oder noch genauer, begünstigt eine BLD die Entwicklung des einseitigen Hallux valgus?

2. Erklärungen und Zusammenhänge aus Sicht der FBL

Frau Susanne Klein-Vogelbach (1909-1996), Begründerin der funktionellen Bewegungslehre „FBL“ definierte eine therapeutische Sprache, welche sich heute in weiten Teilen der Physiotherapie und anderen Gesundheitsberufen etabliert hat. Sie definierte die Beobachtung und die Beurteilung von Haltung und Bewegung in Bezug auf das individuelle Menschenbild. Die FBL bedient sich an drei Betrachtungsweisen, der strukturorientierten, der verhaltensorientierten und der funktionsorientierten Betrachtungsweise. Das Konzept der «Functional kinetic» trägt die funktionsorientierte Betrachtungsweise in ihrem Namen. Auf der Basis des Individuums wird die Haltung und die Bewegung auf ihre Qualität überprüft, die Konstitution und die Statik in Abhängigkeit zueinander interpretiert und der funktionelle Zusammenhang in Bezug zur «*hypothetischen Norm*»* betrachtet. Dies sind die Herangehensweisen, die das FBL-Konzept in der klinischen Befunderhebung, auszeichnen. Im Behandlungskonzept steht in erster Linie die aktive Herangehensweise, um die Problematik durch nachhaltiges Üben und Verbessern der Haltungs- und Bewegungskontrolle positiv zu beeinflussen.

Auch die manuellen Techniken unterstehen stets der Neurosensomotorik, also der Wahrnehmung im einzelnen Körperabschnitt und dessen selektiver Bewegungskontrolle. In diesem Kapitel wird beschrieben, wie die Ganganalyse aus Sicht der FBL angewandt wird und wie sich die einzelnen Körperabschnitte „KA`s“ bei Bewegung verhalten. Auch der Bezug zur These, ob eine Beinlängendifferenz ein mitbeteiligter Faktor für die Entstehungen eines Hallux abductor valgus sein kann, wird anhand der FBL interpretiert und erklärt.

Die hypothetische Norm * FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 72 und Glossar

Die hypothetische Norm ist eine Idealvorstellung von Haltung und Bewegung. Sie ist ein Leitbild mit dessen Hilfe Abweichungen leicht identifiziert werden können. Die Beobachtungskriterien orientieren sich an einer hypothetischen Norm. Wenn Abweichungen wahrgenommen werden sollen, setzt das voraus, dass man ein Leitbild in sich trägt, auf das man die Abweichungen beziehen kann. Dieses Leitbild, nämlich die hypothetische Norm, ist abhängig von allgemeinen Standards und von der klinischen Erfahrung der Therapeuten. Abweichungen aus der hypothetischen Norm sind nicht in jedem Fall pathologisch, da der Körper über vielfältige Kompensationsmechanismen verfügt. Abweichungen sind dann pathologisch, wenn das Bewegungsverhalten beeinträchtigt wird, die sensomotorische Entwicklung gestört wird, strukturelle Veränderungen entstehen, das Zustandekommen von Schmerzen erklärbar ist und innere Organe geschädigt werden oder psychosoziale Konsequenzen als Folge entstehen.

2.1 Die Ganganalyse

Die Ganganalyse der FBL ist örtlich und technisch nicht gebunden. Sie dient der praktischen Anwendung im therapeutischen Setting. Die Analyse anhand der 8 Beobachtungskriterien kann mit bloßem Auge vorgenommen werden. Video- und Fotoaufnahmen können einen Vorteil bieten, um gewisse Sequenzen aus dem Gang langsamer und detaillierter zu betrachten. Ein weiterer Vorteil der Ganganalyse nach FBL gegenüber gerätegestützten Ganganalysen ist die Möglichkeit zu haben, auf die Bewegungsmuster und die Bewegungskontrolle des Patienten direkten therapeutischen Einfluss zu nehmen. Es bedarf keiner Auswertung durch eine technisch hochentwickelte Bewegungsanalysesoftware, sondern sie orientiert sich an der hypothetischen Norm und stützt sich auf die Analysefähigkeit des Betrachters. Weiter gibt sie den Betrachtern mit den 8 Beobachtungskriterien das klinische Werkzeug, das es braucht, um Bewegungsmuster und dessen Zusammenhänge kompetent zu erkennen, zu beurteilen und zu analysieren. Nicht nur das Auge dient der Beobachtung, auch das Ohr kann Rhythmus und Intension der Schritte erkennen wodurch das Bewegungsverhalten während des Gehens beurteilt werden kann. Im folgenden Abschnitt 2.1.1 werden die acht Beobachtungskriterien beschrieben. Die Beschreibung dient zum Nachvollziehen der klinischen Beobachtungen und dem Verständnis in den Erklärungen der Zusammenhänge.

2.1.1 Die acht Beobachtungskriterien

Die von Klein-Vogelbach formulierten 8 Beobachtungskriterien ermöglichen es dem Therapeuten, ohne weitere Hilfsmittel ausschliesslich durch Betrachten das abweichende Gehverhalten zu erkennen, zu beurteilen und zu analysieren. Diese Beobachtungskriterien sind keine Durchschnittswerte, die an den Gangbildern verschiedener Menschen ermittelt wurden, sondern charakteristische Merkmale des Leitbilds des normalen Gangs.

FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 64

1. Der Vorwärtstransport der Körperabschnitte (KA) Brustkorb und Kopf mit Beibehalten des frontotransversalen Brustkorbdurchmesser in horizontaler Rechtwinkelstellung zur Fortbewegungsrichtung. (Transversalebene)

2. Die Erhaltung der virtuellen Körperlängsachse und ihre vertikale Ausdehnung. (Sagittal- und Frontalebene)

Diese beiden Beobachtungskriterien ermöglichen es, die achsengerechte Ausrichtung der Körperabschnitte zueinander, während des Gehens, in allen drei Ebenen zu erfassen.

Sich fortzubewegen ist ein spontaner Vorgang, der verbunden ist mit einem Bewegungsziel, das zu erreichen gilt. Die Initialbewegung kommt aus dem KA Brustkorb. Der Körperschwerpunkt wird in Fortbewegungsrichtung **in** und dann **aus** der Unterstütsungsfläche verlagert, dies wird von Susanne Klein Vogelbach als «actio» beschrieben. Als «reactio» agieren dann die Körperabschnitte Beine und Arme.

Durch das stabile Einhalten des frontotransversalen Brustkorbdurchmessers, wird es dem KA Kopf während des Gehens ermöglicht, sich frei rotatorisch zu bewegen. Auch die Kräfte, die durch die Körperabschnitte LWS/Becken und Beine verursacht werden, müssen durch den KA Brustkorb antizipiert werden, so dass er die Stabilität in Fortbewegungsrichtung aufrechterhalten kann. In der Abb.2.1 sieht man die Einordnung der KA Brustkorb und Kopf in der Sagittalebene und in der Frontalebene. Auch die frontotransversale Achse ist abgebildet. In Abb.2.2 ist die gesamte vertikale Körperlängsachse (KLA) der Körperabschnitte Kopf Brustkorb und LWS Becken ersichtlich. FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 64,70

Abb.2.1

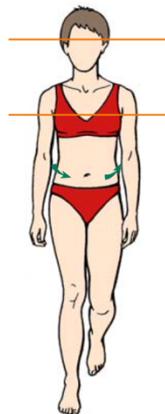
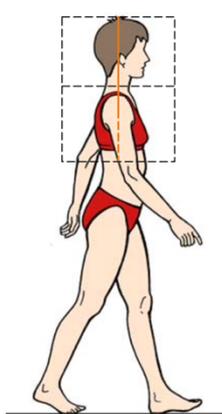
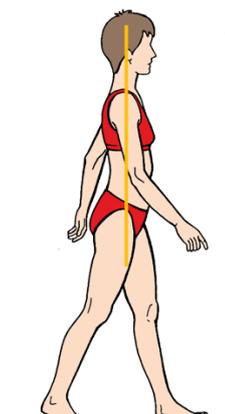


Abb.2.2



FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 65

Unterrichtsmaterial MFKSc Gang Modul

3. Das Gangtempo

In einer Schrittfrequenz von 108-120 pro Minute ist die hypothetische Norm für das Gangtempo definiert. Das Gangtempo hängt von mehreren Faktoren ab. Sei es die intrinsische oder die extrinsische Motivation ein Ziel zu erreichen, der physische und psychische Gesundheitszustand des Menschen und dessen konstitutionelle Voraussetzungen. Auch kulturelle und ethnische Einflüsse könnten hier eine Rolle spielen.

Hierzu ein subjektiv wahrgenommenes Beispiel: Im Kanton Bern, wird den Menschen mehr Gemütlichkeit nachgesagt und das Gangtempo kann genauso wahrgenommen werden. Geht man nach Zürich in eine für Schweizer Verhältnisse pulsierende Stadt, sind die Menschen eher auf «Zack» und das Gangtempo kann so wahrgenommen werden.

Bei erhöhter Kadenz ist der Energieverbrauch für den Körper gesteigert. Dies kann ein gewollter Trainingseffekt sein oder die Folgen eines nicht ökonomischen Ganges, welcher auf Dauer zu strukturellen Schädigungen führen kann. Ist die Schrittfrequenz reduziert, erfolgen die Schritte nicht mehr reaktiv, sondern erfordern Aktivität um den Gangzyklus voranzutreiben. Es kann so weit gehen, dass die Vorwärtsbewegung des Körpers zugunsten von rechts/links Bewegungen abnimmt. FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 66

4. Die Schrittlänge

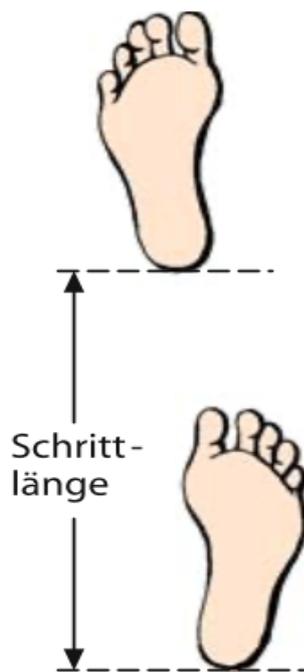
Die Schrittlänge ist der beobachtbare Abstand zwischen den Zehen des hinteren Fusses und der Ferse des vorderen Fusses in der Doppelbelastungsphase plus einer Fusslänge Abb.2.3. Die hypothetische Norm ist ungefähr eineinhalb Fusslängen zwischen den Zehen des hinteren und der Ferse des vorderen Fusses. Somit ist eine Schrittlänge von Ferse zu Ferse ca. 2,5 Fusslängen, dies ist eine individuelle Grösse. Die Ganganalyse soll im Schritttempo der hypothetischen Norm durchgeführt werden um ein korrektes Bild der Schrittlänge zu bekommen. Der linke und der rechte Schritt sollen gleich lang sein. Die Länge eines Schrittes ist weiter abhängig vom Abstand der Hüftgelenke, der rotatorischen und extensorischen Bewegungstoleranzen der Hüftgelenke, sowie die rotatorische Bewegungstoleranz im lumbothorakalen Übergang. Ein weiter Einfluss auf die Schrittlänge hat auch die Fuss und die Beinlänge. FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 68

5. Die Spurbreite

Beim Gehen ist die Spurbreite durch den Abstand der funktionellen Fusslängsachsen definiert. Sie ist eine Konstante und so gross, dass sich das überholende Spielbein ohne Behinderung am Standbein vorbei bewegen kann. Projiziert man eine Symmetrieebene als Linie in der Gangrichtung und die funktionellen Fusslängsachsen parallel dazu, so sollen die Fersen die Symmetrieebene tangieren, siehe Abb.2.4.

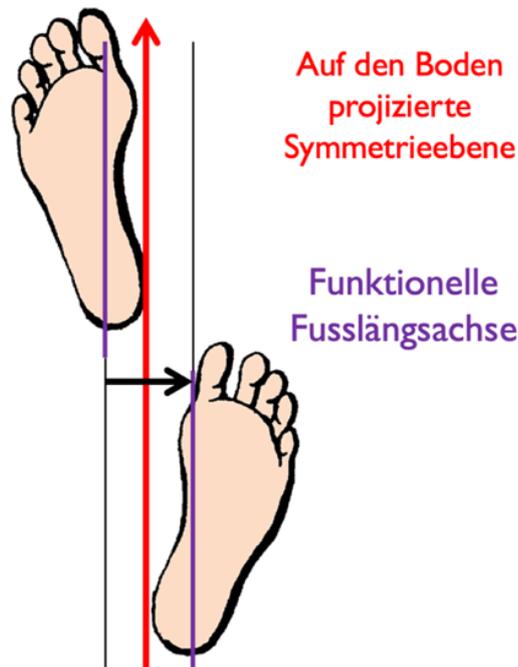
Die Spurbreite ist abhängig von statischen und konstitutionellen Grössen wie z.B. Genu varus und valgus oder der Abstand der Hüftgelenke. Die Spurbreite ist beim Gehen schmaler als die Spurbreite beim Stehen, da sich in der Fortbewegung das Becken in den Hüftgelenken und in der Wirbelsäule dreht und damit der auf den Boden projizierte Hüftgelenksabstand ebenfalls verkleinert wird. FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 68

Abb.2.3



FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 69

Abb.2.4



FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 68

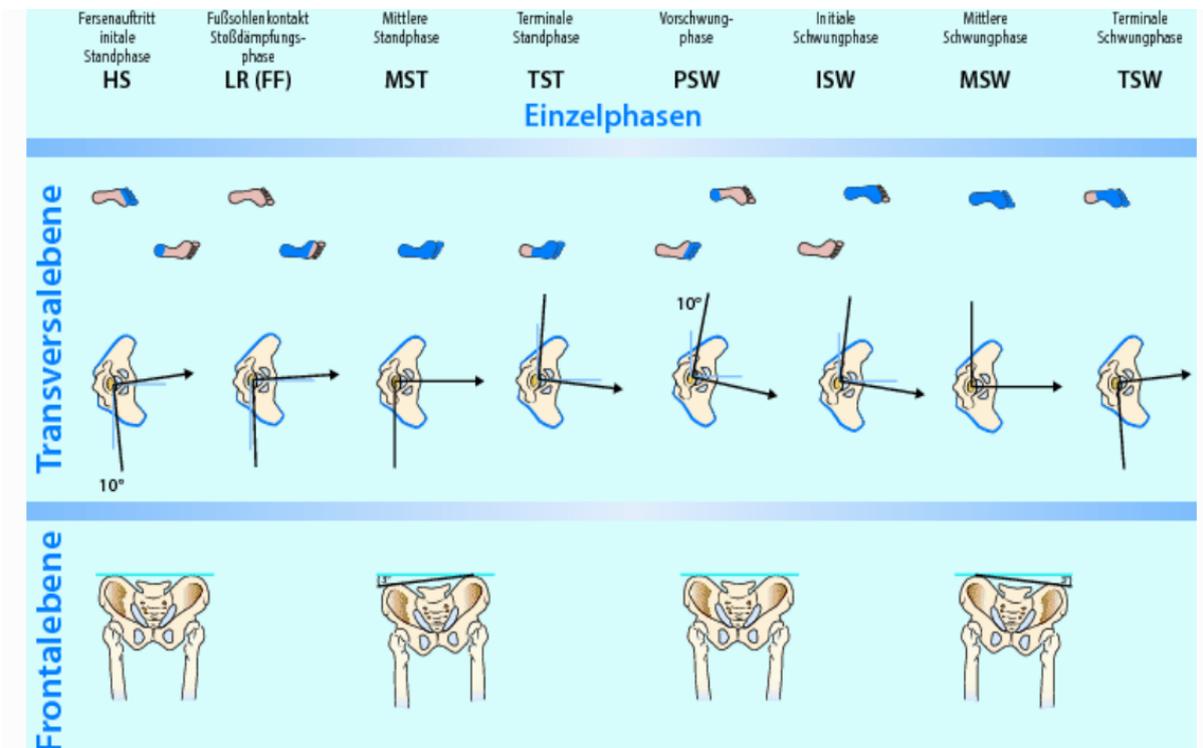
6. Die räumliche Einstellung der funktionellen Fusslängsachse und die Ausrichtung der Patella des Standbeines in Fortbewegungsrichtung.

Der normale Abrollmechanismus verläuft über die funktionelle Fusslängsachse Abb.2.8 in Kap 2.3, die parallel zur Fortbewegungslinie ausgerichtet ist Abb. 2.4. Die Beuge-Streck-Achsen von Hüft-, Knie- und Grosszehengrundgelenken verlaufen parallel und rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung. Hier wird auch häufig der Begriff der funktionelle Beinlängsachse benutzt. Die Abweichungen sind vielseitig und finden in der transversalen, in der sagittalen und in der frontalen Ebene statt. Die Abweichungen und dessen Auswirkungen werden in Kapitel 2.4 noch ausführlicher beschrieben. FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 68

7. Die Gehbewegung der Körperabschnitte Becken und Beine.

Im Körperabschnitt Becken sind Stellungsänderungen während der Gehbewegung zu beobachten. Durch die automatisierte Beinbewegung von Stand zum Schwung, bewegt sich das Becken ca. 10° rotatorisch in der Transversalebene. Diese Bewegung läuft in der LWS weiter und muss im thorakolumbalen Übergang zum KA Brustkorb dynamisch stabilisiert werden. Die dynamische Stabilisation ist nicht nur rotatorisch sondern auch lateralflexorisch auf Grund der ca. 4° Beckenabsenkung auf der Schwungbeinseite. Die Körperabschnitte LWS und Brustkorb zeigen in der Sagittalebene keine flexion/extensions Bewegung. Die Beckenbewegung über den ganzen Gangzyklus ist in Abb. 2.5 bildlich dargestellt.

Abb. 2.5



Buch, Functional Kinetics, praktisch angewandt, Gehen analysieren Seite 34

Der Zyklus von Stand- zu Schwungbein ist reaktiv und wird durch die Vorlast der Körperabschnitte Brustkorb und Kopf getriggert. Der ganze Körper ist einer stetigen Gleichgewichtsreaktion ausgesetzt. Durch das Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse wird reaktiv die Schwungphase ausgelöst. Auch das Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse ist beim normalen Gehen reaktiv. Nur beim schnellen Gehen oder Rennen und Springen ist der Abroll- oder Abstossmechanismus ein gewollt aktiver Vorgang.

In der Tabelle aus dem Buch FBL Grundlabgen Abb. 2.6, sind die Bewegungsabläufe der Stand- und Schwungbeinphase, wie sie beim normalen Gang beobachtet werden können, dargestellt.

Abb. 2.6

Standbein	Spielbein
Doppelbelastung: Fersenkontakt (heel strike) Beinlängsachse ist nach hinten geneigt	Doppelbelastung: Ab-lösungsphase (terminal stance). Beinlängsachse ist nach vorne geneigt
Fußsohlen-Boden-Kontakt (foot-flat)	Zehenablösung (toe-off)
Mittlere Standphase (mid-stance-phase) Annähernd vertikale Ausrichtung der Beinlängsachse.	Mittlere Schwungphase (mid-swing). Die Ferse überholt den medialen Malleolus und die funktionelle Fußlängsachse zeigt in Fortbewegungsrichtung
Innenrotation des Beckens im Hüftgelenk bei zunehmender Vorneigung der Beinlängsachse. Fersenablösung (heel off) Zunehmende Vorneigung	Das Becken dreht sich nach vorne. Der Unterschenkel bewegt sich extensorisch im Kniegelenk weiter nach vorne.
Ablösungsphase (terminal stance)	Und bereitet sich auf die Abbremsphase (Deceleration) vor

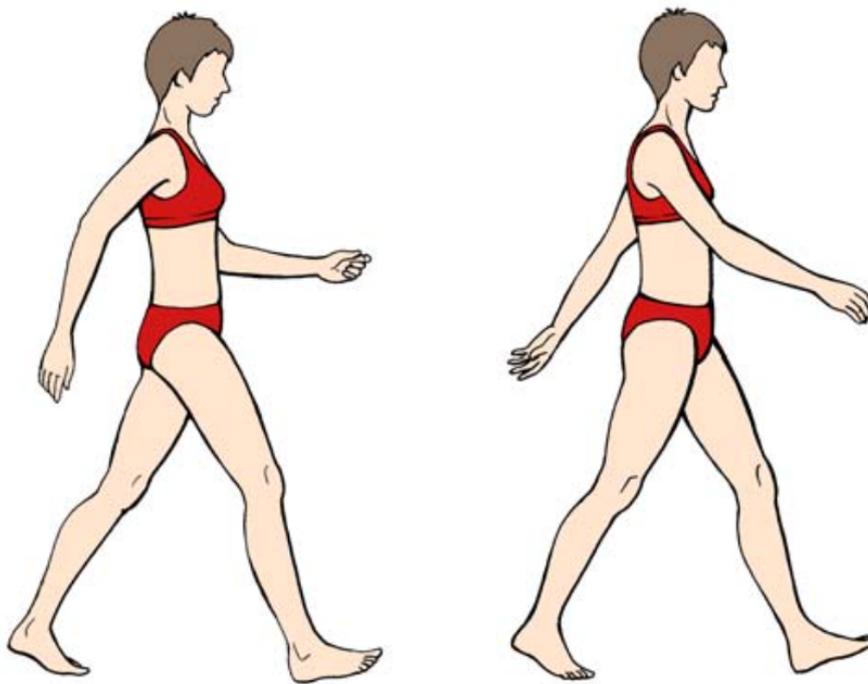
FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 66

8. Der Gegenarmpendel als Reaktion auf die Gehbewegung der Körperabschnitte Becken und Beine.

Die Arme liegen auf dem Brustkorb und sind muskulär verankert. Die einzig bandgestützte Verbindung ist am Sternoklaviculargelenk. Im freien Stand hängen beide Arme wie freie Pendel neben dem Körper. Beim Gehen werden die Arme analog zum Stand- und Schwungbein, in ein Stand- und Schwungarm eingeteilt. Durch die Gehbewegung der KA Becken und Beine entsteht ein Ungleichgewicht von rechts nach links und von hinten nach vorne. Dieses Ungleichgewicht wird beim normalen Gehen von der Armbewegung als Gleichgewichtsreaktion in Form von reaktiver Gegenbewegung ausgeglichen. Somit kann gewährleistet werden, dass der frontotransversale Brustkorbdurchmesser rechtwinklig zur Fortbewegungsrichtung stabilisiert werden kann. Eine reaktive Beinbewegung, eine dynamische Verankerung und eine freie Beweglichkeit des Schultergürtels sind Voraussetzungen, dass der Armpendel als Reaktion der Beinbewegung frei funktioniert.

Beim normalen Gang bewegt der Schultergürtel reaktiv, gegenläufig zur Beckenbewegung, siehe Abb.2.7.

Abb. 2.7



FBL Grundlage 6. Auflage, Buch Seite 71

2.2 Beobachtungen aus der Klinik

Mein klinischer Alltag ist geprägt mit vielseitigen Problematiken des menschlichen Körpers. Mit der ganzheitlichen Betrachtung des Körpers und seinen Funktionen konnte ich feststellen, dass es Patienten gibt, die eine offensichtlich einseitige Ausprägung des Hallux abductor valgus haben. Die meisten dieser Patienten sind nicht aufgrund dieser Problematik zur Physiotherapie überwiesen worden und haben daher auch kein diagnostiziertes HAV. In fünf Fällen bei denen ich einen einseitigen Hallux valgus festgestellt habe, kam aus der Befunderhebung hervor, dass die ausgeprägte HV Deformität durchgehend auf der längeren Beinseite zu beobachten war. Im selben Zeitraum mehrere beobachtete Beinlängendifferenzen die keinerlei Anzeichen eines Hallux valgus aufzeigten und auch eine Person mit einem ausgeprägteren HAV am kürzeren Bein. Diese Beobachtung liegt im zeitlichen Rahmen von sechs Monaten.

Bei den Patienten mit einer Ausprägung des HAV am längeren Bein wurden einige Bewegungsmuster während der Ganganalyse ersichtlich, die darauf hindeuten, dass die Beinlänge der längeren Beinseite in vielseitiger Form der Verkürzung ausgesetzt werden möchte und dadurch das Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse während des Gangzyklus gestört wird. Die Bewegungsmuster und die Ausweichbewegungen konnten in allen drei Ebenen gut beobachtet werden. In der Sagittalebene und in der Frontalebene sind die Kompensationsbewegungen primär ersichtlich. Die Auswirkungen in der transversalebene sind aufgrund der Perspektive erschwert beobachtbar. Mit dem Wissen der funktionell zusammenhängenden Bewegungen in der unteren Extremität und beim Beobachten von Teilsequenzen anhand einer Videoanalyse, sind auch diese Kompensationsbewegungen festzustellen.

Die beobachtbaren Auswirkungen gehen einher mit den aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen, wie sie in Kapitel 1.3.4 Die Kompensationsmechanismen und Auswirkungen einer Beinlängendifferenz beschrieben sind.

2.2.1 Auswirkungen auf die Bein-und Fusslängsachse

Eine Plus Knieflexion in der Standphase

Eine funktionelle Verkürzung der Beinlänge durch eine vermehrte Knieflexion am längeren Bein über den Zyklus der Standphase ist ein bekannter Kompensationsmechanismus, der auch in kinematischen Studien nachgewiesen wurde. Diese Abweichung von der hypothetischen Norm in der Sagittalebene zeigt eine direkte Wirkung auf das Hüftgelenk und auf den Fuss.

Eine verminderte Hüftgelenk Streckung in der terminalen Standphase

Die verminderte Hüftextension ist gekoppelt mit der verminderten Kniestreckung. In der mittleren Standphase ist das Hüftgelenk am längeren Bein etwas mehr flektiert, da sich das Kniegelenk in einer Plus Flexion hält. Fortlaufend bis zur terminalen Standphase bewegt sich dann das Hüftgelenk auf der längeren Seite weniger in Extension als das auf der kürzeren Beinseite.

Eine erhöhte Dorsalextension im Fuss über die mittlere Standphase

Die beiden oben genannten Beobachtungen haben eine weiterlaufende Folge auf das Bewegungsausmass der Dorsalextension im Fuss. Durch die Plus Knieflexion resultiert zudem eine Plus Dorsalextension in den Fussgelenken. Hierzu werden das Sprunggelenk und die Mittelfussgelenke gezählt. Dies wiederum hat eine weitere Auswirkung auf die Fusslängswölbung, die sich weiter zum Boden neigt.

Eine verstärkte Abflachung der Fusslängswölbung über die mittlere Standphase

Die Abflachung der Fusslängswölbung ist in der mittleren Standphase gut beobachtbar. Diese Abflachung geht einher mit der Plus Eversion im Rückfuss und der vermehrten Supination im Vorfuss. Dieses vergrösserte Bewegungsausmass sollte bei normaler Belastung des Fusses nicht vorhanden sein und muss, will man das Abrolle über die funktionelle Fusslängsachse gewährleisten, entgegen dieser gekoppelten Bewegung wieder aufgehoben werden. Es konnte beobachtet werden, dass diese Fussverschraubung in Richtung Inversion im Rückfuss und Pronation im Vorfuss, weniger gut eingenommen werden konnte als auf der kurzen Beinseite.

Eine erhöhte Eversion des Rückfusses in der mittleren Standphase

Beobachtet man das Bewegungsausmass der Eversion im Rückfuss durch die mittlere Standphase so ist auffällig, dass am längeren Bein eine erhöhte Bewegung im Subtalgelenk stattfindet, bei der das Os naviculare in Richtung Boden absinkt. Viele der Patienten zeigen in der klinischen Befundung bereits strukturelle Veränderungen am M. gastrocnemius vastus lateralis auf, der dadurch eine passive Insuffizienz für die Bewegung des Rückfusses in Richtung Inversion durch die terminale Standphase und Vorschwungphase erzeugen kann.

Eine Abduktion des Grosszehen im ganzen Gangzyklus

Da bereits eine Abduktion des ersten Zehs besteht, ist die Ausprägung auch sichtbar. Es konnte beobachtet werden, dass beim Wechsel von der Sprunggelenks Wippe zur Vorfuss- und Zehnwippe die Ausprägung zunimmt. Auch in der Schwungphase ist die Ausrichtung des ersten Zehs immer noch deutlich in Abduktion.

Abrollen über den zweiten und dritten Strahl

Das Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse ist nicht gegeben. Man kann erkennen, dass sich die Abrollachse vom Grosszehengrundgelenk nach lateral zum zweiten und dritten Strahl verschiebt. In der terminalen Standphase und in der Vorschwungphase ist durch die Abduktionsstellung des Grosszehens die Abdruckphase über dessen distalen Phalanx weiterhin gegeben und ersichtlich.

2.2.2 Auswirkungen auf den Körperschwerpunkt

Eine Inkonstanz der Spurbreite

Das längere Bein zeigte Bewegungsabweichungen nach lateral. Geht man von der Norm aus, so sollten die Fersen mit dem medialen Rand die Symmetrieebene tangieren. Während des Gehens auf ebener Fläche, im normalen Tempo, konnte diese Norm nicht eingehalten werden. In unregelmässigen Abständen wurde diese laterale Abweichung weg von der Symmetrieebene ersichtlich. Somit ist der KSP in diesen Momenten nicht korrekt über dem Standbein eingeordnet.

Beschleunigte Bewegungsamplitude des Massenschwerpunktes über das längere Bein

Eine weitere klinische Beobachtung ist das laterale beschleunigen des Körperschwerpunktes über das längere Bein. Somit kann die hypothetische Norm vom rechtwinkligen horizontalen vorwärts Transport des frontotransversalen Brustkorbdurchmessers nicht mehr gewährleistet werden. Während des Gehens zeigt sich dies in Form von Lateralflexion in der LWS und BWS und teilweise auch als Translation des KA Brustkorb zur längeren Beinseite hin. Diese Haltungskompensation von Transversalverschiebung und Lateralflexion aufgrund der BLD, ist häufig schon im Stand ersichtlich.

Bei korrekter Einhaltung der Körperabschnitte und Achsen verändert sich der Gangrhythmus

Gehen wir davon aus, es werden alle Körperabschnitte korrekt übereinander eingeordnet und auch dynamisch korrekt stabilisiert. Wie müsste sich der Rhythmus des Fersenauftritts und die leichte auf- und abwärts Bewegung des Körperschwerpunktes bei einer Beinlängendifferenz zeigen?

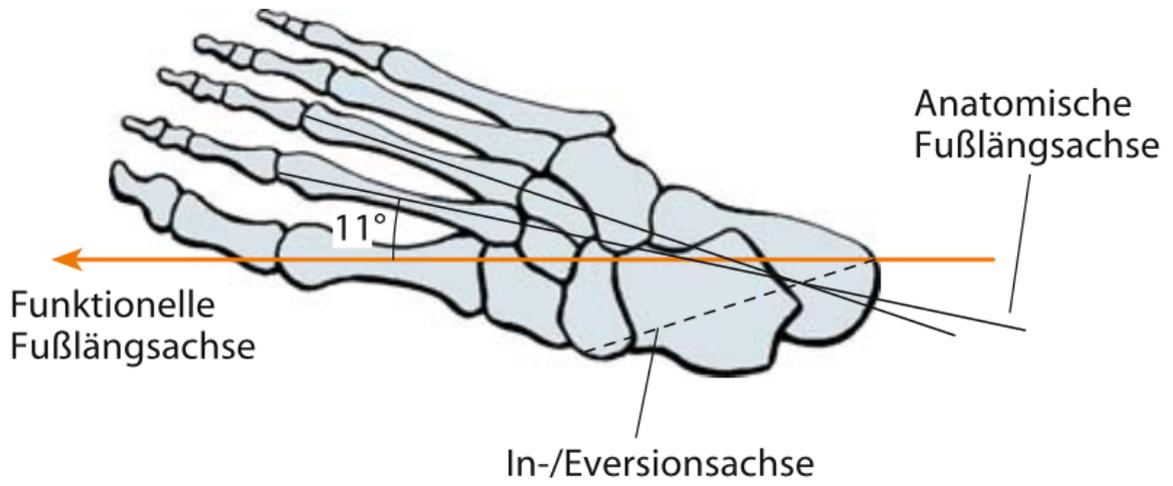
«Ich mache hier ein Beispiel mit zwei ungleich langen hölzernen Stelzen die die Beine repräsentieren. Diese beiden Stelzen balancieren eine darüberstehende Kugel, dies repräsentiert den Körperschwerpunkt. Bewegen sich die beiden Stelzen wie beim menschlichen Vorwärtsgang und balanciert die darüberliegende Kugel, so ist in der sagittalen Ansicht der Weg über die längere Stelze (auch als fixer Radius gedacht) länger als der über die kürzere Stelze.

Auch der Weg von der einen zur anderen Stelze hin, in der Frontalansicht, ist wie eine Stufe erhöht. Somit ist auch die Kontaktzeit auf dem Boden der längeren Stelze länger.

Als Folge daraus müsste dann die Kugel auch einen längeren Weg nach unten machen, um dann auf der kürzeren Stelze wieder aufgefangen oder stabilisiert zu werden. Durch die Gravitation hätte man hier eine erhöhte Kraft, die auf den Boden einwirkt.»

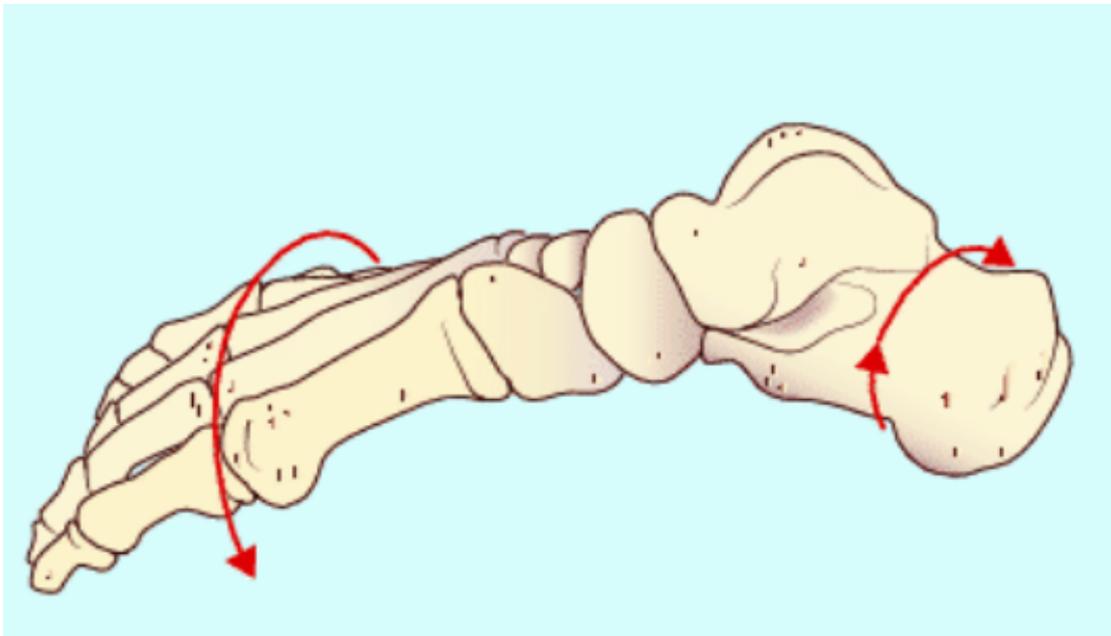
Wir hätten einen ungleichen Rhythmus aufgrund der verlängerten Standphase über dem längeren Bein. Auch könnte man den Fersenauftritt auf der kürzeren Seite, aufgrund der Fallbeschleunigung des Massenschwerpunktes, besser hören. Dies ist ein theoretisches Model, das in seiner Aussage mit der Analyse von Usain Bolt[41], eine Korrelation aufzeigt. Wird das korrekte Bewegungsverhalten praktisch umgesetzt, so erkennt man eine Arrhythmie im Gangmuster.

Abb.2.8



Buch: FBL Klein Vogelbach 6. Auflage, Die Grundlagen Seite 86

Abb.2.9



Buch, Functional Kinetics, praktisch angewandt, Gehen analysieren Seite 146

Die Muskulatur in der Abrollphase

Die Trilogie der Zehenmuskeln für einen stabilen Abrollmechanismus

1. **Pronationsverschraubung**
Mit dem initialen Kontakt zum Boden und dann weiterlaufend zur mittleren Standphase beginnt die In/Eversionsstabilität im Rückfuss. Der M. triceps surae ist einer der Muskeln für diese Aufgabe. Der sogenannte Steigbügel, bestehend aus M. peroneus longus (Plantarflexor und Pronator des Vorfusses), dem M. peroneus brevis (Plantarflexor und Pronator oder Eversor des Rückfusses) im Zusammenspiel mit dem M. tibialis posterior (Plantarflexor und Supinator oder Inversor im Rückfuss), erfüllt die Funktion der In- und Eversionsstabilität.
Mit dem Bodenkontakt des Vorfusses setzt die pronatorische Verschraubung im Vorfuss ein. Der M. tibialis posterior ist der Hauptmuskel dieser Funktion. Die Fusswölbung kann somit dynamisch stabilisiert werden.
2. **Die antizipatorische Aktivierung des M. abduktor hallucis**
Mit der Aktivierung des M. abduktor hallucis entsteht eine Ausrichtung der Gelenke und dessen Stabilisierung im ersten Strahl. Somit wird die korrekte Abrollachse über das Zehengrundgelenk ermöglicht. Diese Beobachtung korreliert mit den aktuellen wissenschaftlichen Erkenntnissen, wie sie im Kapitel 1.4.6 Die Rolle des M. abd. hallucis und der intrinsischen Muskeln, beschrieben wird.
3. **Der M. extensor hallucis in der terminal Stand- und Spielbeinphase**
Das Zusammenspiel vom Agonist und Antagonist wird hier sichtbar. Der M. flexor hallucis longus wird über die mittlere Standphase bis hin zur terminalen Standphase auf seine ganze Länge elongiert, danach fungiert er in einer Kokontraktion mit dem M. extensor hallucis. Dieses Zusammenspiel bewirkt eine korrekte Ausrichtung des ersten Strahls in der medialen Fussäule. Das Beibehalten der zentrierten Gelenke im ersten Strahl ermöglicht das Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse. In der Vorschwungphase wird der M. extensor hallucis zusammen mit allen anderen Zehnextensoren konzentrisch aktiviert, um die Ausrichtung der Gelenke beizubehalten und die Zehen über die Schwungphase von Boden fernzuhalten.

Ist beim gesunden Menschen die Voraussetzung der freien Gelenkbewegung und die gut funktionierende Sensomotorik gegeben, so ist es möglich den oben genannten Abrollmechanismus über die funktionelle Fusslängsachse auszuüben.

MFKSc-CAS functional kinetics, Experten Aussage, Modul 4

2.4 Die funktionelle Beinlängsachse

Die funktionelle Beinlängsachse ist abhängig von vielen Faktoren. In diesem Kapitel werde ich nicht alle Beobauungskriterien ausführlich beschreiben, weil dies die Fragestellung dieser Arbeit bei weitem übersteigen würde. Ich fokussiere in dieser Arbeit insbesondere auf die Statik und die Ausrichtung der Gelenke, um in den nachfolgenden Erklärungen über die Auswirkungen der BLD und dessen Abweichungen von der hypothetischen Norm, ein gutes Verständnis zu schaffen.

Die Ausrichtung der Gelenke wird wie folgt beurteilt:

Die Beuge-Strecke-Achse von Grosszehengrundgelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk müssen sich parallel, im belasteten und im unbelasteten Zustand, zueinander einstellen lassen. Im unbelasteten Bein erkennen wir, wie die Gelenke zueinander ausgerichtet sind und können Rückschlüsse auf die Konstitution der unteren Extremität machen. Die Testung erfolgt aus der Rückenlage und die genannten Gelenke werden in der Sagittalebene eingestellt während sich das Kniegelenk in einer leichten Beugung befindet. Nun bewegt die testende Person das Fussgelenk in Plantarflexion und Dorsalextension während das Grosszehengrundgelenk über eine Drehpunktverschiebung in Flexion und Dorsalextension gebracht wird. In Abb.2.10 und 2.11 ist die Testung dargestellt. Der Fuss muss sich bei Plantarflexion pronieren können, damit die Beuge-Strecke-Achse des Grosszehengrundgelenks weiterhin parallel und frontotransversal stehen kann. Diese Beweglichkeit ist essentiell um das korrekte Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse möglich zu machen. Buch FBL Grundlagen 6. Auflage, Seite 96

Abb.2.10



Abb.2.11



Buch FBL Grundlagen 6. Auflage, Seite 96

Ein sehr wichtiger Schritt ist dann die Beurteilung im belasteten Zustand. Die funktionelle Beinlängsachse kann im Zweibeinstand oder unter Vollbelastung im Einbeinstand beurteilt werden. Hierbei stellen sich folgende zwei Fragen!

- Können die Ober-und Unterschenkellängsachse im Stand übereinander eingestellt werden und unter Belastung gehalten werden?
- Ist die effiziente Belastung der tragenden Gelenke durch die Rotationsverschraubung gewährleistet?

Durch den spontan eingenommen Stand auf beiden Beinen kann man erste Anzeichen einer dekompenzierten Beinlängsachse erkennen. Ist diese aufgrund einer Beinlängendifferenz (BLD), so kann in den verschiedenen Ebenen folgendes Beobachtet werden.

In der Frontalebene erkennt man ob das Becken einen Schiefstand hat und dadurch das Hüftgelenk in Adduktion steht. Im Kniegelenk sieht man die valgische oder varische Abweichung und im Fuss wird ersichtlich wie sich der Rückfuss in/eversorisch hinstellt. Auch Abweichungen in der Spurbreite können Hinweise einer BLD geben.

In der Sagittalebene ist die Position des Hüftgelenks in der beugestreckte Position zu beurteilen. Dasselbe wird im Knie- und Sprunggelenk beurteilt. Befindet sich die Beinachse in einem Beugemuster, also in allen drei Gelenken in einer vermehrten Beugung, so kann das einen Hinweis auf eine kompensierte BLD sein. Dasselbe gilt für die einseitige Abflachung der Fusslängswölbung.

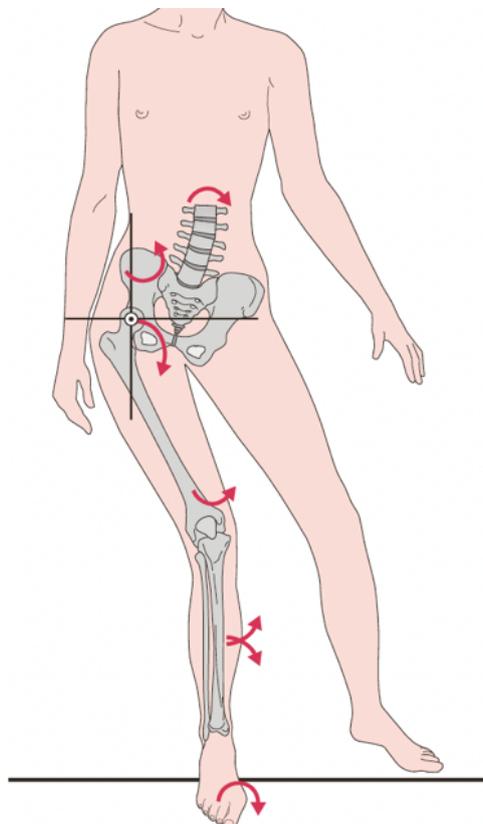
Auch **die Transversalebene** muss beurteilt werden. Die Rotation der Tibia ist mit der Position des Rückfusses gekoppelt und beeinflusst die Rotationstellung im Kniegelenk, dies muss man wissen um die funktionelle Einheit zwischen Fuss und Unterschenkel zu verstehen.

Lassen sich im Zweibeinstand bereits Abweichungen von der hypothetischen Norm oder Abweichungen im Seitenvergleich erkennen, so sind das die Hinweise, die für ein kompensatorisches Verhalten aufgrund eines sensomotorischen Defizits oder aufgrund konstitutionellen Gegebenheiten wie Torsionsabweichungen hindeuten.

Geht man über in die volle Einbeinbelastung, so wächst der Anspruch auf das sensomotorische System. Es gibt jetzt zwei mögliche beobachtbare Verhalten der funktionellen BLA:

1. Die Ausrichtung und Verschraubung der Gelenke können sich verbessern! Das wäre das bestmögliche Ergebnis und könnte dann Rückschlüsse geben, dass die Abweichungen im Zweibeinstand vor allem dem Ausgleich der BLD dienen.
2. Die Beinachse dekompenziert noch mehr und die Ausweichbewegungen werden noch deutlicher Abb.2.12. Dies ist ein klarer Hinweis, dass das sensomotorische System dem Anspruch auf die zusätzliche Belastung nicht gewachsen ist.

Abb.2.12



Ein Zitat aus dem Buch FBL Grundlagen 6. Auflage beschreibt das Versagen der funktionellen Beinachse sehr präzise.

«Wenn die Koordination von Fuss-, Knie- und Hüftgelenksicherung versagt, muss sich die Körperlängsachse nach vorne neigen, um das Gleichgewicht zu erhalten. Beim normalen Gehen drückt sich der Fuss nicht vom Boden ab, sondern er rollt über die funktionelle Fusslängsachse ab. Nur wenn die Ferse in normaler Spurbreite auf dem Boden aufkommt, die Richtung nach vorne strikt eingehalten wird und die Fallverhinderung gut funktioniert, geschieht das Abrollen reaktiv. Beim Laufen und für den Absprung vom Boden ist der Abdruck jedoch notwendig.»

Buch FBL Die Grundlagen, 6. Auflage, Seite 67,68

Denken wir noch einen Schritt weiter und überlegen uns was passieren kann, wenn das sensomotorische System über mehrere Jahre die Stabilität der funktionellen Beinlängsachse nicht erfüllt.

- Die Kompensatorischen Bewegungen werden ausgeprägter
- Hyper- und Hypomobilitäten in den Gelenken entstehen
- Das myofasziale System verändert oder verliert die gewünschte Funktion
- Eine muskuläre Dysbalance entsteht
- Körperstrukturen, wie Knorpel, Bänder, Sehnen oder Nerven können geschädigt werden oder passen sich an
- Irreversible Gelenksinkongruenzen wie Genu valgus, struktureller Flachfuss oder ein Hallux valgus, können entstehen
- Es entstehen Schmerzen an verschiedenen Körperregionen und das verrichten von alltäglichen Arbeiten wird beeinträchtigt

2.5 Einordnen des Körperschwerpunktes beim Gehen

Dieser Punkt beschreibt in erster Linie das normal Verhalten des KSP. Mit diesem Verständnis lassen sich die Abweichungen besser erkennen und die daraus folgenden Kompensationen und dessen Auswirkungen im Zusammenhang verstehen.

Definition: Der Schwerpunkt ist der Punkt eines Körpers, in dem sein Gewicht (oder seine Masse) vereinigt ist.

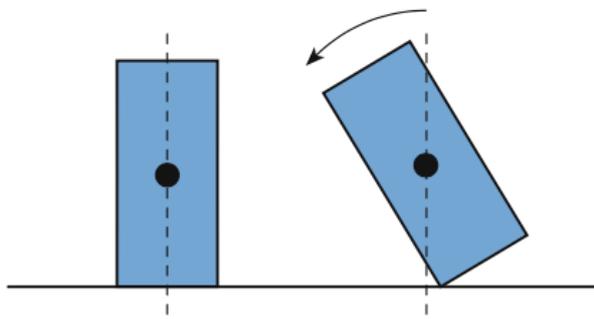
Der Körperschwerpunkt (KSP) liegt in der Trennebene. Die Trennebene ist eine gedachte senkrechte Verbindungslinie durch den Körper zur Unterstützungsfläche (USTF) und erleichtert die Analyse von Gewichtsverschiebungen und Gleichgewichtsreaktionen. Beim Stehen und Gehen sitzt der Körperschwerpunkt im Körperabschnitt Brustkorb. Verläuft diese Trennebene oder auch Schwerelinie genannt ausserhalb der Unterstützungsfläche, so kommt es zu einer Kippbewegung des Körpers Abb.2.13. Die Reaktionen darauf zeigen sich in Form von Gegengewicht oder mit der Veränderung der Unterstützungsfläche.

Beim Gehen wird die Unterstützungsfläche immer so verändert, dass der Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche liegt. Der Körperschwerpunkt bekommt hier die Funktion eines labilen Gewichtes. Das heisst der Schwerpunkt befindet sich über dem Drehpunkt siehe Abb.2.14.

Der KSP muss während des Gehens bei dynamisch stabilem Türmchen und der dynamisch stabilen Beinachse stets über der USTF balancierend gehalten werden.

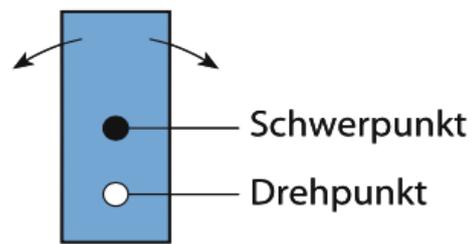
Buch: FBL Klein Vogelbach 6. Auflage, Die Grundlagen Seite 31-35

Abb.2.13



Buch FBL Die Grundlagen, 6. Auflage, Seite 31

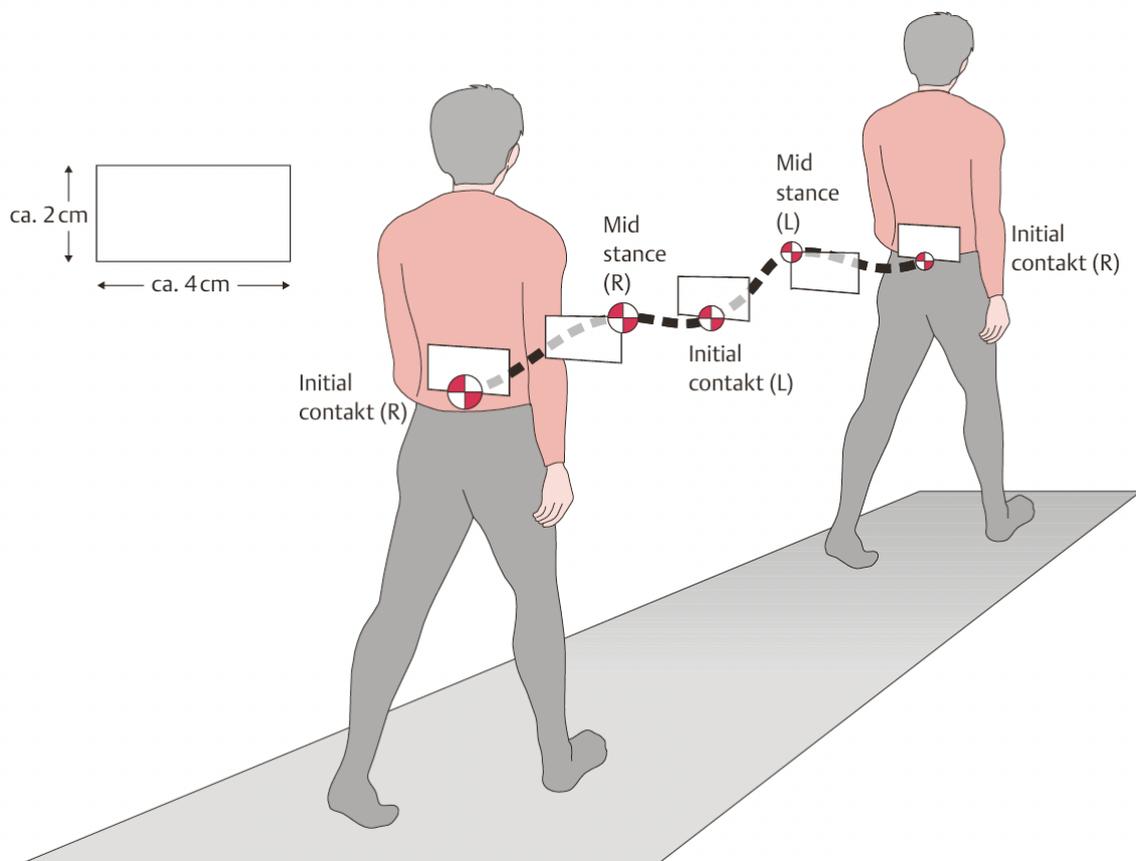
Abb.2.14



Buch FBL Die Grundlagen, 6. Auflage, Seite 33

Beim Gehen wird die Unterstützungsfläche stets dem sich bewegenden Körperschwerpunkt angepasst. Im Buch *Gehe verstehen* von Kirsten Götz, Abb.2.15, illustriert sie die Aussage von Perry aus dem Buch *Gait analysis* von 1992, wie sich der Körperschwerpunkt beim normalen Gehen verhält. Sie zeigt auf, dass die lateralen Bewegungen aus der Symmetrieebene von jeweils 2cm nach rechts und nach links stattfinden und in der vertikalen Bewegung das Ausmass 2 cm beträgt. Es sind sinusförmige Bewegungsamplituden, die mit einem geringen Kraftaufwand verbunden sind, da der normale Gang die Ökonomie anstrebt.

Abb.2.15



Buch, *Gehe verstehen*, Kirsten Götz-Neumann 4. Auflage Seite 5

3. Erklärung der Zusammenhänge

Mit der Recherche über die beiden Themen, **Hallux valgus und Beinlängendifferenz** und dem Ausarbeiten des Kapitels Biomechanik, konnten einige wichtige Erkenntnisse gewonnen werden. Diese können nun mit dem Konzept der funktionellen Bewegungslehre und den klinischen Beobachtungen in Zusammenhang gebracht und erklärt werden.

Es stellt sich nun die Frage, welcher Mechanismus entsteht, wenn auf der Seite des längeren Beins die hypothetische Norm nicht eingehalten werden kann? Oder anders gesagt, wenn das ökonomische Zusammenspiel der Körperabschnitte während des Gehens aufgrund der Beinlängendifferenz versagt! Besteht die Möglichkeit, dass aus diesem Grund ein einseitiger Hallux valgus entstehen kann?

Folgende zwei Begründungen können im Erklärungsmodell herbeigezogen werden, um den Mechanismus und dessen Zusammenhänge plausibel zu erklären.

Die Beinlängendifferenz kann einerseits eine biomechanische Problematik in der Stabilität des Mittelfusses verursachen und andererseits eine Dekompensation des sensomotorischen Systems begünstigen. Durch diese beiden Mechanismen wird ein korrektes Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse gestört oder verunmöglicht und es entsteht ein pathologisches Bewegungsverhalten.

Die Auswirkungen dieses pathologischen Bewegungsverhalten ist ein funktioneller Senkfuss in der mittleren Standphase, der weiterlaufend ein Risikofaktor für die Entstehung des einseitigen Hallux abduktor valgus in der terminalen Standphase und Vorschwungphase ist.

Die Erklärungen werden anhand der klinischen Beobachtungen erläutert.

3.1 Das Verhalten des KSP und seine Auswirkung

Die Inkonstanz der Spurbreite durch die Plus lateral Deviation des längeren Beines bewirkt, dass der Massenschwerpunkt oder Körperschwerpunkt nicht korrekt über dem belasteten Fuss mit einer korrekt funktionell eingestellten Beinlängsachse stabilisiert wird. Die Kräfte landen aus der Sicht des Fusses gesehen mehr medial. Dies entspricht dem Ort wie es anhand der hypothetischen Norm sein sollte. Dieser Ausweichmechanismus findet bei sagittal korrekt ausgerichteter Beinlängsachse statt. Das heisst, die längere Beinseite wird mit einer Plus Deviation in der Spurbreite funktionell verkürzt. Die Auswirkungen zeigen sich dann in einer erhöhten Kraft auf die Pronation im Subtalgelenk, in den ersten 60% der Standphase, also von dem Moment, wenn der Körperschwerpunkt von der Doppelbelastungsphase auf die Einbeinbelastung übergeht bis hin zum Moment bei der die Umkehr der Eversion im Rückfuss in Richtung Inversion geht. Dies ist bei der Ganganalyse nach dem Konzept der FBL gut beobachtbar. Die Folgen der inkonstanten Spurbreite, wie soeben erwähnt, korrelieren mit den Erkenntnissen aus der Studie von S.Khamis et al. 2017 [37] diese wurde im Kapitel 1.3.4. Die Kompensationsmechanismen und Auswirkungen einer Beinlängendifferenz erwähnt und beschrieben.

Beschleunigte Bewegungsamplitude des Massenschwerpunktes über das längere Bein.

Gelingt es dem gehenden Menschen nicht, aufgrund der BLD die virtuelle Körperlängsachse zu stabilisieren und den frontotransversalen Brustkorbdurchmesser horizontal zu halten, so beschleunigt er stattdessen den KA Brustkorb in Richtung längeres Bein, um den KSP über das längere Bein zu bekommen. Über die Geschwindigkeit oder Beschleunigung wird der momentane Kraftaufwand auf dem Standbein reduziert, da der KSP wie ein Pendel schnell auf das Standbein und wieder weg vom Standbein geht.

Der Körperschwerpunkt wird dadurch nicht dynamisch stabilisiert. Die Muskulatur des Standbeines wird aus diesem Grund nicht ausreichend arbeiten. Durch die muskuläre Insuffizienz entstehen Ausweichbewegungen in der funktionellen Beinlängsachse, vor allem in der transversalen und frontalen Ebene. Durch diese Dekompensation der BLA auf der längeren Beinseite ist das Abrollen über die funktionelle Fusslängsachse nicht gewährleistet.

Die dekompenzierte Bewegung läuft weiter in die Fussgelenke, es kommt zur Absenkung des FLG, welches dann die Aufgabe der dynamischen Stabilität nicht adäquat erfüllt.

Bei der **Inkonstanz der Spurbreite und der lateralen Beschleunigung des KSP** herrschen kinetische Kräfte auf die gesamte funktionelle Beinachse, die zu den beschriebenen Dekompensationen führen können. Die Aufgabe der dynamisch stabilisierten Bein- und Fusslängsachse wird nach dem Leitsatz der FBL dann erfüllt, wenn die Körperabschnitte korrekt übereinander ausgerichtet sind und die Bewegung der Gelenke in korrekten Achsen verläuft.

Lundgren et al.[44] bestätigt unter anderem den Federmechanismus auf den Fuss, der in der mittleren Standphase sichtbar wird und der aus der Supination im Vorfuss und der Pronation im Rückfuss besteht. Diese Bewegung im Fuss gehört zur natürlichen Dämpfung der kinetischen Kräfte und ist in einem adäquaten Bewegungsausmass ein essenzieller Bestandteil der normalen Bewegung im Gangzyklus. Gibt es jedoch axiale Abweichungen, die durch die FBL beobachtbaren Kriterien beim Gang sichtbar werden und die es dem Beobachter ermöglichen deren Wirkungskreis auf Körperfunktionen und Strukturen zu erkennen, so erkennen wir folgendes:

Die Wirkung der beiden Mechanismen am längeren Bein können nebst der Valgisation im Kniegelenk, der Adduktion im Hüftgelenk, auch einen erhöhten Bewegungsmomente in Richtung Pronation im Subtalargelenk verursachen. Mit der Pronation oder Eversion im Rückfuss geht die Supination im Vorfuss einher und der Mittelfuss wird in Richtung Boden gepresst [44]. Da wir wissen, dass die Bewegung im Rückfuss mit der Rotation der Tibia gekoppelt ist, kommt es so zur weiterlaufenden Bewegung der Tibia in eine mediale Rotation [45]. Dadurch verliert auch das Kniegelenk seine korrekte Ausrichtung zur Fortbewegungsrichtung. Durch die dekompenzierte funktionelle Beinlängsachse entsteht ein funktioneller Flachfuss.

Der funktionelle Flachfuss könnte im besten Fall wieder aufgehoben werden und somit wäre die Stabilität über die Vorfuss- und Zehenwippe wieder gegeben. Aus den klinischen Beobachtungen heraus wurde jedoch ersichtlich, dass dies nicht der Fall ist und die Abflachung am längeren Bein auch über die Standbeinphase hinaus in einem grösseren Ausmass zeitweise vorhanden bleibt. Diese Eversionsstellung hat zur Folge, dass sich eine muskuläre Dysbalance entwickeln kann und die passiven Strukturen insuffizient werden.

3.2 Die Folgen der Eversion im Rückfuss

Die Eversion im Rückfuss ist eine wichtige Bewegungskomponente, die bei der Gewichtsaufnahme auf den Fuss eine dämpfende oder abfedernde Wirkung hat. Aus den klinischen Beobachtungen geht hervor, dass auf der längeren Beinseite, die Eversion des Rückfusses, deutlich ausgeprägter ist als auf dem kürzeren Bein. Man weiss heute, dass sich Strukturen der Funktion anpassen «form follows function». In Abb.3.1 kann man erkennen, dass die lateralen Faserzüge der Achillessehne ausgeprägter sind als die der medialen und in diesem Fall der Verkürzung unterliegen.

DrukAbb.3.1



<https://www.med-library.com/sehennaht-achillessehne-alle-infos-alternativen>

Ist dieser Kompensationsmechanismus über lange Zeit beständig, passen sich Bandstrukturen, Faszien und Muskeln an. Das heisst, die Muskulatur passt sich der Funktion an. Der Inversor des Rückfusses, der M. tibialis posterior und auch der mediale Anteil des m. triceps surae befinden sich in der Belastung in einer stetig verlängerten Position und sollen aus dieser Stellung ihre bestmögliche Funktion entwickeln. Auf die Dauer wird dadurch das sensomotorische Potenzial der Inversion im Rückfuss gestört. Man kann hier von einer aktiven Insuffizienz sprechen. Das ist nur ein Punkt, der die Inversionsstabilität beeinträchtigt. Weiter kommt dazu, dass die Eversoren im Rückfuss die Tendenz haben sich zu verkürzen. Die peroneale Muskulatur und der laterale Kopf des M. gastrocnemius werden mit diesem Muster in ihrer Funktion stets in einer angenäherten Position beansprucht. Auf längere Dauer gesehen kann ihre Funktion das Bewegungsausmass der lateralen Stabilität zu gewährleisten gestört werden und eine passive Insuffizienz entwickelt sich. Jetzt kann man sagen, drei von diesen Muskeln sind mehrgelenkig und eine passive Insuffizienz ist somit nicht pathologisch. Da stimme ich zu, man kann dies so in Frage stellen! Nehmen wir jedoch die beiden Mechanismen zusammen, so wird ersichtlich, dass ein Ungleichgewicht der Muskulatur oder eine sogenannte «muskuläre Dysbalance» entstanden ist, die dann wiederum zu einem pathologisch gesteuerten Bewegungsablauf führt. Die angenäherte Position der peronealen Muskeln verunmöglicht es die Funktion der pronatorischen Vorfussverschraubung suffizient zu erfüllen. Dieses muskuläre Ungleichgewicht konnte anhand von Studien mittels Ultraschall und MRI Untersuchungen bestätigt werden, wie es im Buch von Ritchie Jr.2021 auf Seite 92 [3] beschrieben wird, ich zitiere:

„Bei Patienten mit Pes planus wurde eine verringerte Aktivität des M. peroneus longus und brevis im Vergleich zu Personen mit normaler Fusswölbung gemessen. In ähnlicher Weise wurde bei Ultraschalluntersuchungen von Patienten mit Pes planus eine verringerte Querschnittsfläche der Peroneusmuskulatur nachgewiesen. Dies deutet auf eine geringere Belastung der "Pronatoren" des Fusses bei Pes planus hin.“ Die Studien dazu sind im Buch vermerkt. Ich nehme hier den funktionellen Flachfuss im mechanischen Gleichverhalten wie der Pes planus.

3.3 Die Auswirkung der Plus Flexion in der sagittalen Beinachse

Wird die Plus Beinlänge über die Sagittalebene in Form von Flexion kompensiert, so kommt es zu direkten Folgen auf die Stabilität des Mittelfusses. Die Beugung im Fuss findet nicht nur im Sprunggelenk statt, sondern auch über die Gelenke des Mittelfusses. Mit der Versteifung des Mittelfusses in den letzten 40% der Standphase im Gangzyklus kommt es zu einer Ausrichtung der Gelenksflächen, welche den Abrollmechanismus über die funktionelle Fusslängsachse sauber ermöglichen.

Analysiert man im Fuss die gesamte Bewegung in der Sagittalebene diejenige, die von den Fussgelenken beigesteuert wird, und die vom Sprunggelenk beigesteuerte Bewegung so übersteigt die beigesteuerte Bewegung im Mittelfuss, die dem Sprunggelenk um fast 50 % [44]. Ist der Unterschenkel in der Standphase auf Grund der BLD verfrüht in vorgeneigter Stellung und das Bewegungspotenzial im Sprunggelenk bereits ausgeschöpft, so läuft die Bewegung weiter in die Mittelfussgelenke. Man weiss, dass die Versteifung des Mittelfusses ein gewollter Mechanismus ist, der die Ausrichtung der Gelenke im Fuss mitbestimmt und die gespeicherte Energie aus der Standphase über den Windenmechanismus in der terminalen Standphase und Vorschwungphase wieder abgibt. Ein suffizienter Windenmechanismus geht einher mit der Verschraubung des Fusses (Pronation im Vorfuss und Inversion im Rückfuss). Dadurch kann die Kraft über die Vorfuss- und Zehenwippe mit einer Plantarflexion im Fuss zurück auf den Boden abgegeben werden. Diese Funktion wurde im Kapitel Biomechanik in der Belastung über den Gangzyklus beschrieben und wissenschaftlich untermauert.

Eine interessante Erkenntnis kann hier aus der kinematischen Studie von Deschamps et al.2010 [50] noch angefügt werden. Diese Studie untersuchte 20 Patienten mit einem HAV und 22 in der Kontrollgruppe ohne HAV. Es wurden Kraftmessplatten, und ein Vicon Motion Capture System für die Datenerhebung verwendet. Folgendes Resultat unterstützt die Theorie, dass mit der Entwicklung eines HAV die Plantarflexion im Vorfuss in der terminalen Standphase reduziert ist. Während der terminalen Standphase wurde in der HV-Gruppe eine signifikant geringere Plantarflexion beobachtet ($p < 0,01$). Diese Erkenntnis unterstützt die biomechanische Vorstellung, dass bei destabilisiertem Mittelfuss die Plantarflexion in einem weniger ausgeprägten Umfang stattfindet und ein korrekter Windenmechanismus nicht erfüllt werden kann.

Der Mittelfuss als Bestandteil der Fusswölbung ist entscheidend für die Stabilität und die Übertragung der Kräfte im Fuss. Wird dies durch die Inkongruenz der Gelenkflächen zueinander biomechanisch gestört, so können die Gelenke im ersten Strahl nicht funktionell zueinander ausgerichtet werden. Die Abrollbewegung verläuft nicht über die funktionelle FLA. Sie ist daher gestört und die deformierenden Kräfte können in der terminalen Standphase und in der Vorschwungphase auf das Grosszehengrundgelenk wirken.

3.4 Die Folgen im Gangzyklus

In den beiden Kapiteln zuvor ist der Impact des längeren Beins in der mittleren Standphase bereits erwähnt und die Folgen daraus in Zusammenhang gebracht und erklärt worden. Jetzt kommt der Teil, in dem die beiden Mechanismen den Wirkungsgrad auf die Entstehung des Hallux valgus voll entfalten können.

Die Terminale Standphase und die Vorschwungphase zeigen deutlich höhere Kräfte auf den Vorfuss und auf den Hallux. Dies wird in mehreren Studien offensichtlich dargelegt. Ich verweise hier nochmals auf die Studie von Nester[42] aus dem Kapitel 1.4.1 die zeigt, dass sich in der HO-Phase und in der TO-Phase die Bewegung des Grosszehens in Abduktion bewegt.

In der Studie von Hillstrom [12] wurde bei den planus Füßen, die hier biomechanisch gleichgesetzt werden mit dem funktionellen Flachfuss, ein erhöhter Spitzendruck auf den Grosszehen gemessen. Zusätzlich wurde die Erkenntnis gewonnen, dass die Abrollachse dominant über den zweiten Strahl ging und nicht wie gewünscht funktionell über den ersten Strahl. Dieses Verhalten des Fusses zeigt sehr gut auf, dass die Abrollachse nicht der funktionellen Achse entspricht und dass die divergierenden Kräfte auf das Grosszehenrundgelenk herrschen.

Jetzt kann man sagen das Ganze kann auch ohne Beinlängendifferenz geschehen, ja das stimmt und das wird es auch tun. Werfen wir nun einen Blick auf die Studie von Perttunen [40], die im Kapitel Beinlängendifferenz erwähnt wird. Diese bestätigt einen direkten Zusammenhang der BLD mit dem beschriebenen Abrollverhalten und den erhöhten Druckwerten im Vorfuss auf der längeren Beinseite. Um die Erklärung für den Zusammenhang der Beinlängendifferenz mit der Entwicklung des einseitigen HAV in ihrer Plausibilität noch stärker zu untermauern, möchte ich die Aufgabe des M. Abduktor hallucis noch anfügen.

3.5 Insuffizienter M. abduktor hallucis

Das korrekt getimte Zusammenspiel der Unterschenkel und Fussmuskeln, wie in den Erklärungen der FBL beschrieben ist, ist entscheidend für das Abrollen über die funktionelle FLA. Die spezielle Funktion des M. abductor hallucis als Stabilisator des ersten Strahls, wird mit den wissenschaftlichen Erkenntnissen im Kapitel Biomechanik und der Lehre aus der FBL bestätigt. Der Muskel dient nicht nur zur Ausrichtung des ersten Strahls, sondern ist mitbeteiligt an der Verschraubung des Fusses. Bei planus Füßen konnte Angin et al.[56] feststellen, dass der Querschnitt des M. abduktor hallucis deutlich kleiner ist als bei normalen Füßen. Ein Rückschluss dieser Erkenntnis kann auch auf den funktionellen Flachfuss gemacht werden, wenn man auch hier der biomechanischen Gleichstellung von Pes planus mit funktionellem Flachfuss folgt. Somit ist naheliegend, dass durch die Insuffizienz des M. abductor hallucis der pathologische Abrollmechanismus unterstützt wird. Es resultiert die Wirkung einer Deformation des Grosszehenrundgelenkes in einen Hallux abductor valgus.

4. Fazit

Kommen wir zum abschliessenden Teil der Arbeit. Die Entstehung eines Hallux valgus, ob ein- oder beidseitig, ist multifaktoriell. Die Literatur gibt bis zum heutigen Zeitpunkt mehrere Faktoren an, die diesem Ereignis zugeschrieben werden können. Für die Entstehung eines rein einseitigen Hallux valgus werden die gleichen Mechanismen herbeigezogen. Da jedoch die Möglichkeit besteht, dass der rein einseitige HAV, da spreche ich von einem von 35 diagnostizierten Halluces valgi auch eine einseitige Ursache hat, wurde durch wissenschaftliche Arbeiten meines Wissens noch nicht geklärt.

Die Antwort auf die Fragestellung meiner Arbeit «**ist eine Beinlängendifferenz eine mögliche Ursache für die Entstehung eines einseitigen Hallux valgus?**» ist folgende:

Es besteht die Möglichkeit, dass sich hierbei ein Hallux valgus entwickeln kann, da die plausiblen Zusammenhänge an Hand der FBL gegeben sind und die Erklärungen in dieser Arbeit ausgeführt wurden.

Die gesichtete Literatur kann bis jetzt den Nachweis nicht erbringen. Um den wissenschaftlichen Nachweis zu erbringen, ist eine praktische Arbeit notwendig. Um den wissenschaftlichen Nachweis zu erbringen, ist eine prospektive Untersuchung wünschenswert. Das Ziel dieser Arbeit wäre den Zusammenhang der BLD und dem Vorkommen des einseitigen HV an einer definierten Kohorte zu erfassen und zu dokumentieren.

Aus meiner Sicht soll die Kohorte den jungen ausgewachsenen Menschen einschliessen, da mit fortgeschrittenem Alter bei gegebener Prädisposition auch das Fortschreiten der Hallux valgus Erkrankung zu erwarten ist.

Die Auswirkungen einer Beinlängendifferenz, die anhand der gefundenen wissenschaftlichen Arbeiten beschrieben sind, sind identisch mit den klinischen Beobachtungen anhand des Konzepts der FBL. Viele Erklärungen und Zusammenhänge beruhen aus den Erkenntnissen von Studien über den Pes planus. Dies könnte als Schwäche in der Aussage dieser Arbeit interpretiert werden. Ein genauer Vergleich der Biomechanik zwischen dem strukturellen Flachfuss (Pes planus) und dem funktionellen Flachfuss ist notwendig, um die Aussage dieser Arbeit zu untermauern oder zu verwerfen.

Ich möchte hier noch eine weitere Erkenntnis anmerken. Bereits kleine Unterschiede in der Beinlänge können kompensatorische Auswirkungen auf die Biomechanik des ganzen Körpers habe wie in den Kapitel 1.3.4 und 2.2 beschrieben ist. der menschliche Körper verhält sich individuell und kann nicht in ein starres Muster der Kompensationen eingeordnet werden.

Laut der aktuellen Studie von Shi.Y 2022 [30] konnten positive Veränderung auf das Gangmuster bei Kindern mit milden strukturellen BLD beobachtet werden, wenn man die BLD mit einer Sohlenerhöhung ausglich.

Wird hier eine unveränderbare konstitutionelle Grösse am Körper ausgeglichen und damit eine Verbesserung auf die Gangsymmetrie bewirkt, so kann dies auch über das Training der dynamischen Kontrolle beim Gehen der Fall sein, vor allem bei milden (5mm) Beinlängendifferenzen. Je nach Ausmass der Kompensationen sollte die Wahl auf eine oder beide dieser nicht invasiven, konservativen Therapieformen fallen. Dies ist wichtig, weil bei beiden Therapieformen ein Teil zur präventiven Behandlung gegen die Entstehung des einseitigen Hallux valgus zu kommt. Weiter muss das dynamische und statische Training beitragen, um die funktionellen Fusslängsachse in verschiedenen Ausgangstellungen nach dem den Kriterien der FBL zu stabilisieren.

Danksagungen

Ein Masterstudiengang Berufsbegleitet zu absolvieren erforderte nicht nur von mir Zeit, Flexibilität und Kraft. Ich möchte hiermit meiner Frau Rita Hübscher mein herzliches Dankeschön aussprechen. Sie ermöglichte mir nebst Familie und Beruf, dass ich für mich die Zeit in Anspruch nehmen konnte die es benötigte, um mein persönliches Ziel den Abschluss dieses Masterstudienganges zu realisieren. Durch ihre Flexibilität, ihr Engagement für uns als Familie und ihren Glauben an mich, konnte ich mich voll auf das Studium und auf meine Masterarbeit konzentrieren.

Auch bei meinem Vorgesetzten und Freund, André Buurma, Abteilungsleiter Physiotherapie, dem ganzen Team der Physiotherapie Klinik im Park Hirslanden und meinem Arbeitgeber möchte ich mich für die Unterstützung, die Flexibilität bezüglich meiner Arbeitseinsätze und dem Vertrauen das sie mir entgegenbringen, herzlich bedanken.

Bei meinem Betreuer, Ralf Roth den ich während des Masterstudienganges kennenlernen durfte und er sich bereit erklärt hat mich in der wissenschaftlichen Arbeit zu unterstützen, möchte ich mich hiermit bedanken.

Bei der Studiengangsleitung, Andreas Bertram und Niklaus Friederich bedanke ich mich für ihr Engagement zur Realisierung dieses Studienganges.

Suchmaschinen und Suchbegriffe

Pubmed und Google Scholar

Shoes and hallux valgus; hallux valgus; unilateral hallux valgus; epidemiology hallux valgus; etiology hallux valgus; Genetic influenz on Hallux valgus; prevalence Hallux valgus; structurally and functional leg discrepancy; leg length discrepancy; leg length difference; prevalence Leg length discrepancy; Anatomic and functional leg-length inequality

Abkürzungen

FBL	Funktionelle Bewegungslehre
KA	Körperabschnitte
MPG	Metarsalphalangialgelenk
M1	Metatarsale Eins
HV	Hallux valgus
HAV	Hallux abductor valgus
a/p	anterior / posterior
BLD	Beinlängendifferenz
FLG	Fuss Längsgewölbe / Fuss Längswölbung
FLA	Fusslängssachse
KSP	Körperschwerpunkt
BLA	Beinlängsachse
TO	thoe of
HO	Heel of
MTPJ	Metatarsalphalangial Joint

Literaturverzeichnis

- [1] G. Felix, "Spitze Schuhe begünstigen die Entwicklung eines Halux," ed. NZZ: NZZ am Sonntag, 2021.
- [2] J. Knörr, F. Soldado, P. Violas, M. Sánchez, P. Doménech, and J. S. de Gauzy, "Treatment of hallux valgus in children and adolescents," (in eng), *Orthop Traumatol Surg Res*, p. 103168, Dec 03 2021, doi: 10.1016/j.otsr.2021.103168.
- [3] D. H. R. Jr, *Pathomechanics of Common Foot Disorders*. E-Book: © Springer Nature Switzerland AG 2021 (in English), 2021.
- [4] J. Steadman, A. Barg, and C. L. Saltzman, "First Metatarsal Rotation in Hallux Valgus Deformity," (in eng), *Foot Ankle Int*, vol. 42, no. 4, pp. 510-522, Apr 2021, doi: 10.1177/1071100721997149.
- [5] J. M. Dittmar, P. D. Mitchell, C. Cessford, S. A. Inskip, and J. E. Robb, "Fancy shoes and painful feet: Hallux valgus and fracture risk in medieval Cambridge, England," (in eng), *Int J Paleopathol*, May 14 2021, doi: 10.1016/j.ijpp.2021.04.012.
- [6] M. L. González-Elena, A. Castro-Méndez, M. Coheña-Jiménez, and A. Córdoba-Fernández, "Relationship of the Use of Short Footwear with the Development of Hallux Valgus in a Sample of Andalusian Schoolchildren," (in eng), *Int J Environ Res Public Health*, vol. 18, no. 21, 10 26 2021, doi: 10.3390/ijerph182111244.
- [7] V. Montiel, A. Valentí, C. Villas, C. Valverde, and M. Alfonso, "Hallux anatomy: much ado about shoes-an attempt to prove that constrictive V-shaped toe-box shoes deform the hallux," (in eng), *Arch Orthop Trauma Surg*, Feb 16 2021, doi: 10.1007/s00402-021-03792-5.
- [8] T. Kato and S. Watanabe, "The etiology of hallux valgus in Japan," (in eng), *Clin Orthop Relat Res*, no. 157, pp. 78-81, Jun 1981.

- [9] G. Yu *et al.*, "The Role of Footwear in the Pathogenesis of Hallux Valgus: A Proof-of-Concept Finite Element Analysis in Recent Humans and," (in eng), *Front Bioeng Biotechnol*, vol. 8, p. 648, 2020, doi: 10.3389/fbioe.2020.00648.
- [10] Z. Atbaşı, Y. Erdem, O. Kose, B. Demiralp, S. Ilkbahar, and H. O. Tekin, "Relationship Between Hallux Valgus and Pes Planus: Real or Fiction?," (in eng), *J Foot Ankle Surg*, vol. 59, no. 3, pp. 513-517, 2020 May - Jun 2020, doi: 10.1053/j.jfas.2019.09.037.
- [11] T. E. Kilmartin and W. A. Wallace, "The significance of pes planus in juvenile hallux valgus," (in eng), *Foot Ankle*, vol. 13, no. 2, pp. 53-6, Feb 1992, doi: 10.1177/107110079201300201.
- [12] H. J. Hillstrom *et al.*, "Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot," (in eng), *Gait Posture*, vol. 37, no. 3, pp. 445-51, Mar 2013, doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.007.
- [13] T. E. Kilmartin, R. L. Barrington, and W. A. Wallace, "Metatarsus primus varus. A statistical study," (in eng), *J Bone Joint Surg Br*, vol. 73, no. 6, pp. 937-40, Nov 1991, doi: 10.1302/0301-620X.73B6.1955440.
- [14] F. E. O. Timothy E. Kilmartin FPodA Professor W.Angus Wallace FRCS Ed, "The aetiology of hallux valgus: a critical review of the literature," ed, 1993.
- [15] S. J. van Deventer, A. Strydom, N. P. Saragas, and P. N. F. Ferrao, "Morphology of the first metatarsal head as a risk factor for hallux valgus interphalangeus," (in eng), *Foot Ankle Surg*, vol. 26, no. 1, pp. 105-109, Jan 2020, doi: 10.1016/j.fas.2018.12.004.
- [16] N. Steinberg, A. Finestone, M. Noff, A. Zeev, and G. Dar, "Relationship between lower extremity alignment and hallux valgus in women," (in eng), *Foot Ankle Int*, vol. 34, no. 6, pp. 824-31, Jun 2013, doi: 10.1177/1071100713478407.
- [17] C. H. Lee *et al.*, "Genetic influences on hallux valgus in Koreans: the healthy twin study," (in eng), *Twin Res Hum Genet*, vol. 17, no. 2, pp. 121-6, Apr 2014, doi: 10.1017/thg.2014.10.
- [18] L. Arbeevea *et al.*, "Genome-wide meta-analysis identified novel variant associated with hallux valgus in Caucasians," (in eng), *J Foot Ankle Res*, vol. 13, no. 1, p. 11, Mar 04 2020, doi: 10.1186/s13047-020-0379-1.
- [19] Ö. Çınar-Medeni, N. Atalay Guzel, and S. Basar, "Mild hallux valgus angle affects single-limb postural stability in asymptomatic subjects," (in eng), *J Back Musculoskelet Rehabil*, vol. 29, no. 1, pp. 117-21, 2016, doi: 10.3233/BMR-150606.
- [20] A. Estepa-Gallego *et al.*, "Effects of global postural reeducation on postural control, dynamic balance, and ankle range of motion in patients with hallux abducto valgus. A randomized controlled trial," (in eng), *J Orthop Res*, Aug 09 2021, doi: 10.1002/jor.25156.
- [21] H. Omae *et al.*, "Hallux valgus deformity and postural sway: a cross-sectional study," (in eng), *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 22, no. 1, p. 503, May 31 2021, doi: 10.1186/s12891-021-04385-4.
- [22] K. W. Young, Y. U. Park, J. S. Kim, H. Jegal, and K. T. Lee, "Unilateral hallux valgus: is it true unilaterality, or does it progress to bilateral deformity?," (in eng), *Foot Ankle Int*, vol. 34, no. 4, pp. 498-503, Apr 2013, doi: 10.1177/1071100712469333.
- [23] S. Nix, M. Smith, and B. Vicenzino, "Prevalence of hallux valgus in the general population: a systematic review and meta-analysis," (in eng), *J Foot Ankle Res*, vol. 3, p. 21, Sep 27 2010, doi: 10.1186/1757-1146-3-21.
- [24] H. B. Menz, M. Marshall, M. J. Thomas, T. Rathod-Mistry, G. M. Peat, and E. Roddy, "Incidence and Progression of Hallux Valgus: a Prospective Cohort Study," (in eng), *Arthritis Care Res (Hoboken)*, Jul 15 2021, doi: 10.1002/acr.24754.
- [25] N. Bek, G. Coşkun, G. Kınıklı, and S. Karahan, "Development of Multidimensional Nil Hallux Valgus Scale: a reliability and validity study," (in eng), *Acta Orthop Traumatol Turc*, vol. 50, no. 3, pp. 269-76, 2016, doi: 10.3944/AOTT.2015.15.0174.



- [26] E. Roddy, W. Zhang, and M. Doherty, "Prevalence and associations of hallux valgus in a primary care population," (in eng), *Arthritis Rheum*, vol. 59, no. 6, pp. 857-62, Jun 15 2008, doi: 10.1002/art.23709.
- [27] G. Burke, "Leg length discrepancy," *sciencedirect, elsevier, Gait & Posture*, vol. 1, p. 12, 2002.
- [28] J. E. Gordon and L. E. Davis, "Leg Length Discrepancy: The Natural History (And What Do We Really Know)," (in eng), *J Pediatr Orthop*, vol. 39, no. Issue 6, Supplement 1 Suppl 1, pp. S10-S13, Jul 2019, doi: 10.1097/BPO.0000000000001396.
- [29] R. A. Resende, R. N. Kirkwood, K. J. Deluzio, S. Cabral, and S. T. Fonseca, "Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait," (in eng), *Gait Posture*, vol. 46, pp. 147-53, 05 2016, doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.03.012.
- [30] Y. Shi *et al.*, "Effects of orthotic insole on gait patterns in children with mild leg length discrepancy," (in eng), *Gait Posture*, vol. 93, pp. 191-197, Feb 09 2022, doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.02.003.
- [31] R. Michalik, V. Rissel, F. Migliorini, H. L. Siebers, and M. Betsch, "Biomechanical evaluation and comparison of clinically relevant versus non-relevant leg length inequalities," (in eng), *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 23, no. 1, p. 174, Feb 23 2022, doi: 10.1186/s12891-022-05113-2.
- [32] S. Khamis, G. Leisman, and E. Carmeli, "Detecting the presence of leg length discrepancy based on gait deviations and functional measurement of leg length during walking," (in eng), *BMJ Case Rep*, vol. 2017, 08 07 2017, doi: 10.1136/bcr-2017-219645.
- [33] G. Burke, "Leg length Discrepancy," vol. 1, p. 12, 2002.
- [34] A. Applebaum, A. Nessim, and W. Cho, "Overview and Spinal Implications of Leg Length Discrepancy: Narrative Review," (in eng), *Clin Orthop Surg*, vol. 13, no. 2, pp. 127-134, Jun 2021, doi: 10.4055/cios20224.
- [35] K. A. H. (2017) Beinlängendifferenz bei Kinder und Jugendlichen. Therapie und Diagnostik. *Paediatrica, Fortbildung für Pädiatrische Orthopädie, Pädiatrie Schweiz*. 4. Available: <https://www.paediatrieschweiz.ch/beinlangendifferenzen-bei-kindern-und-jugendlichen-diagnostik-und-therapieoptionen/>
- [36] R. A. Resende, R. N. Kirkwood, K. J. Deluzio, A. M. Morton, and S. T. Fonseca, "Mild leg length discrepancy affects lower limbs, pelvis and trunk biomechanics of individuals with knee osteoarthritis during gait," (in eng), *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 38, pp. 1-7, 10 2016, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2016.08.001.
- [37] S. Khamis and E. Carmeli, "Relationship and significance of gait deviations associated with limb length discrepancy: A systematic review," (in eng), *Gait Posture*, vol. 57, pp. 115-123, 09 2017, doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.05.028.
- [38] G. C. O'Toole, N. K. Makwana, J. Lunn, J. Harty, and M. M. Stephens, "The effect of leg length discrepancy on foot loading patterns and contact times," (in eng), *Foot Ankle Int*, vol. 24, no. 3, pp. 256-9, Mar 2003, doi: 10.1177/107110070302400310.
- [39] M. H. Song, H. R. Song, and W. S. Kim, "Inter-limb difference of mechanical work in limb length discrepancy," (in eng), *Gait Posture*, vol. 84, pp. 79-86, 02 2021, doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.11.018.
- [40] J. R. Perttunen, E. Anttila, J. Södergård, J. Merikanto, and P. V. Komi, "Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy," (in eng), *Scand J Med Sci Sports*, vol. 14, no. 1, pp. 49-56, Feb 2004, doi: 10.1111/j.1600-0838.2003.00307.x.
- [41] T. N. Y. Times, "Something Strange in Usain Bolt's Stride," ed, 2017, pp. <https://www.nytimes.com/2017/07/20/sports/olympics/usain-bolt-stride-speed.html?smid=em-share>.
- [42] C. J. Nester, H. L. Jarvis, R. K. Jones, P. D. Bowden, and A. Liu, "Movement of the human foot in 100 pain free individuals aged 18-45: implications for understanding normal foot function," (in eng), *J Foot Ankle Res*, vol. 7, no. 1, p. 51, 2014, doi: 10.1186/s13047-014-0051-8.

- [43] C. J. Nester *et al.*, "In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model," (in eng), *J Biomech*, vol. 40, no. 9, pp. 1927-37, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.008.
- [44] P. Lundgren *et al.*, "Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking," (in eng), *Gait Posture*, vol. 28, no. 1, pp. 93-100, Jul 2008, doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.10.009.
- [45] R. Seringe, P. Wicart, and F. S. o. P. Orthopaedics, "The talonavicular and subtalar joints: the "calcaneopedal unit" concept," (in eng), *Orthop Traumatol Surg Res*, vol. 99, no. 6 Suppl, pp. S345-55, Oct 2013, doi: 10.1016/j.otsr.2013.07.003.
- [46] A. K. Buldt, G. S. Murley, P. Butterworth, P. Levinger, H. B. Menz, and K. B. Landorf, "The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review," (in eng), *Gait Posture*, vol. 38, no. 3, pp. 363-72, Jul 2013, doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.010.
- [47] R. F. Ker, M. B. Bennett, S. R. Bibby, R. C. Kester, and R. M. Alexander, "The spring in the arch of the human foot," (in eng), *Nature*, vol. 325, no. 7000, pp. 147-9, 1987 Jan 8-14 1987, doi: 10.1038/325147a0.
- [48] K. Götz-Neumann, *Gehen Verstehen, Ganganalyse Inder Physiotherapie*. Georg Thieme Verlag KG, 2016.
- [49] H. Elftman and J. Manter, "The Evolution of the Human Foot, with Especial Reference to the Joints," (in eng), *J Anat*, vol. 70, no. Pt 1, pp. 56-67, Oct 1935.
- [50] K. Deschamps, I. Birch, K. Desloovere, and G. A. Matricali, "The impact of hallux valgus on foot kinematics: a cross-sectional, comparative study," (in eng), *Gait Posture*, vol. 32, no. 1, pp. 102-6, May 2010, doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.03.017.
- [51] A. Nene, R. Mayagoitia, and P. Veltink, "Assessment of rectus femoris function during initial swing phase," (in eng), *Gait Posture*, vol. 9, no. 1, pp. 1-9, Mar 1999, doi: 10.1016/s0966-6362(98)00042-3.
- [52] A. E. Hunt, R. M. Smith, and M. Torode, "Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking," (in eng), *Foot Ankle Int*, vol. 22, no. 1, pp. 31-41, Jan 2001, doi: 10.1177/107110070102200105.
- [53] M. A. MacConaill, "The Postural Mechanism of the Human Foot," *Royal Irish Academy*, 1944.
- [54] L. A. Kelly, S. Kuitunen, S. Racinais, and A. G. Cresswell, "Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand," (in eng), *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 27, no. 1, pp. 46-51, Jan 2012, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.07.013.
- [55] L. A. Kelly, A. G. Cresswell, S. Racinais, R. Whiteley, and G. Lichtwark, "Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch," (in eng), *J R Soc Interface*, vol. 11, no. 93, p. 20131188, Apr 06 2014, doi: 10.1098/rsif.2013.1188.
- [56] S. Angin, G. Crofts, K. J. Mickle, and C. J. Nester, "Ultrasound evaluation of foot muscles and plantar fascia in pes planus," (in eng), *Gait Posture*, vol. 40, no. 1, pp. 48-52, 2014, doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.02.008.