

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik (König-Ludwig-Haus, Würzburg),  
Lehrstuhl für Orthopädie der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. J. Eulert

## **Die Entwicklung des Kinderfußes im Hinblick auf die Versorgung mit Sportschuhen**

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Dirk Herold

aus Würzburg

Würzburg, Juni 2004

Referent: Prof. Dr. med. J. Eulert

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. med. M. Walther

Dekan: Prof. Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.2004

Der Promovend ist Arzt

# Abkürzungen

AI	Arch Index	PU	Polyurethan
ARO	Außenrotation	sek.	Sekunden
bzw.	beziehungsweise	syn.	synonym
ca.	zirka	USG	unteres Sprunggelenk
CCD-	Caput-Collum-Diaphysen-	v	Geschwindigkeit
CI2	Contact Index II	v.a.	vor allem
cm	Zentimeter	WMS	weit-mittel-schmal
CSI	Chippaux-Smirak-Index	z.B.	zum Beispiel
d.h.	das heißt	ZNS	Zentrales Nervensystem
EVA	Ethylenvinylacetat		
F	Kraft [Newton]		
FA	Footprint Angle		
FPA	Foot Progression Angle		
g	Gramm		
Gr.	Größe		
GRF	Bodenreaktionskräfte		
kg	Kilogramm		
KG	Körpergröße		
km	Kilometer		
km/h	Kilometer pro Stunde		
KSF	Knick-Senk-Fuß		
Lig.	Ligamentum		
m	Meter		
m/s	Meter pro Sekunde		
MFL	maximale Fußlänge		
min.	Minuten		
MLG	mediales Längsgewölbe		
mm	Millimeter		
ms	Millisekunden		
MT	Metatarsale		
MTK	Metatarsaleköpfchen		
MTPG	Metatarsophalangealgelenk		
N	Newton		
Nr.	Nummer		
OSG	oberes Sprunggelenk		

# Inhaltsverzeichnis

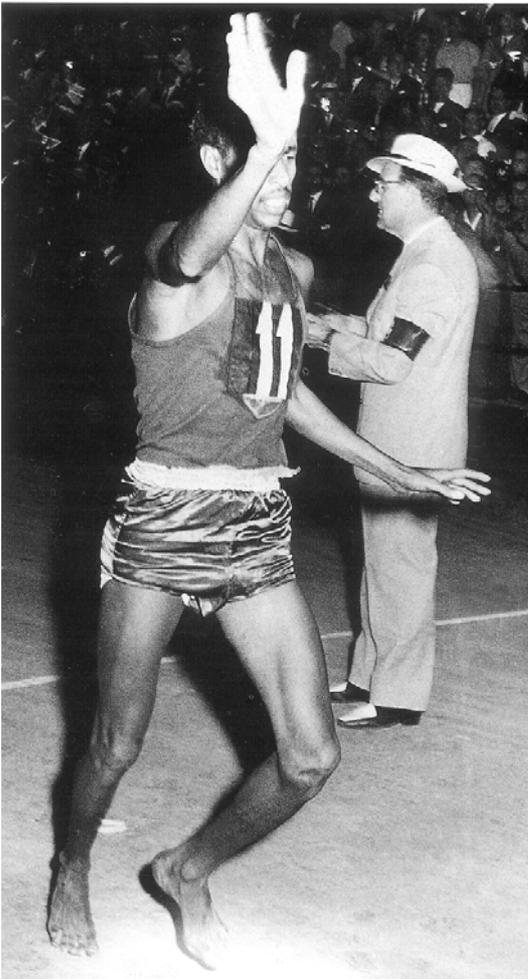
<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Wie sich der Fuß ohne Schuh entwickelt .....	1
1.2	Ziel der Arbeit .....	3
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>5</b>
2.1	Bestimmung der Dämpfungsparameter .....	5
2.2	Dynamischer 3-Punkt-Biegetest.....	8
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>10</b>
3.1	Instron™ -Messungen der Dämpfungsparameter der Sohle.....	10
3.1.1	Grundsteifigkeit .....	10
3.1.2	Funktionelle Steifigkeit .....	11
3.1.3	Energieverlust bei funktioneller Belastung .....	13
3.1.4	Flexionssteifigkeit.....	14
3.1.5	Sohlendicke und Fersensprengung.....	15
<b>4</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>17</b>
4.1	Entwicklung des Fußes.....	17
4.1.1	Pränatale Entwicklung.....	17
4.1.2	Ossifikation.....	18
4.1.3	Postnatale Reifung der Fußstrukturen und Fußgewölbe .....	20
4.1.4	Der physiologische Knick-Senk-Fuß .....	25
4.1.5	Veränderung der Achsenverhältnisse .....	28
4.1.6	Auswirkungen auf das Gangbild.....	30
4.1.7	Das kindliche Bindegewebe .....	32
4.1.8	Änderung der Länge, Breite und Proportionen.....	33
4.1.9	Fußklima .....	35
4.2	Entwicklung des Gangs .....	35
4.2.1	Der normale Gangzyklus.....	35
4.2.2	Reifung der Kinematik.....	37
4.2.3	Geschlechtsunterschiede in der Kinematik .....	40
4.2.4	Reifung der Kinetik.....	40

4.2.4.1	Bodenreaktionskräfte.....	40
4.2.4.2	Plantare Druckverteilung .....	45
4.3	Bedeutung für die Schuhversorgung.....	48
4.3.1	Allgemeine Anforderungen an einen Kinderschuh .....	48
4.3.2	Spezifische Anforderungen .....	48
4.3.2.1	Material .....	48
4.3.2.2	Dämpfung .....	49
4.3.2.3	Stabilität – Flexibilität .....	51
4.3.2.4	Form .....	53
4.3.2.5	Fußbett – Einlage .....	57
4.3.2.6	Fersengestaltung.....	58
4.3.2.7	Preis und Qualität .....	59
4.4	Beurteilung der Resultate .....	60
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>63</b>
<b>6</b>	<b>Literatur.....</b>	<b>69</b>
<b>7</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>79</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 *Wie sich der Fuß ohne Schuh entwickelt*

Der Äthiopier Abebe Bikila sorgte bei den Olympischen Spielen 1960 für Aufsehen, als er im Marathonlauf mit weitem Vorsprung die Goldmedaille gewann. Was die Fachwelt jedoch am meisten verblüffte und seine Leistung schier unglaublich erschienen lies, war die Tatsache, dass er die 42,195 km durch die Straßen von Rom ohne Schuhe an den Füßen zurücklegte. Im Jahre 1995 machte Christopher Kosgei aus Kenia auf sich aufmerksam, als er in Göteborg barfüßig zur Vizeweltmeisterschaft über 3000 m Hindernis lief.



**Abbildung 1-1** Abebe Bikila gewinnt 1960 barfüßig den olympischen Marathonlauf

Solche Ausnahmeleistungen zeigen eindrucksvoll, wozu der gesunde menschliche Fuß in der Lage ist. Aber wie ist der Begriff „gesund“ in diesem Zusammenhang definiert? Laut Maier [68] zeichnet sich der gesunde und ausgereifte Fuß dadurch aus, dass er sowohl frei von nennenswerten angeborenen Fehlern, als auch von erworbenen Fehlstellungen oder Einschränkungen der Beweglichkeit ist. Fußsohle und Zehenrücken zeigen keine lokalen Druckstellen oder Schwielen. Das mediale Längsgewölbe ist deutlich vom Fußaußenrand abgesetzt, wobei nicht die absolute Höhe oder die Stellung der Knochen entscheidend ist, sondern die Leistungsfähigkeit der Fußmuskulatur und des Kapsel-Band-Apparates. Im Stand ist die Ferse leicht nach innen geneigt oder achsengerecht aufgerichtet, und der Vorfuß liegt torquiert zum Rückfuß plantigrad dem Boden auf.

Diese Definition deckt sich in vielerlei Hinsicht mit den Charakteristika des Fußes, der ohne Schuh aufgewachsen ist [102]. Zahlreiche Studien belegen, dass sich unter diesen Bedingungen so gut wie nie statische Fehlstellungen oder andere Fußschäden entwickeln [25,31,45,48,96]. Rao [82] und auch Sachithanandam [89] fanden in der indischen Bevölkerung eine um so geringere Plattfußrate, je später mit dem Schuhe Tragen begonnen wurde und je kürzer diese täglich getragen wurden.

Dagegen sind in Deutschland je nach Literaturquelle weniger als 40 % der Erwachsenen frei von Fußschäden [26,50,129]. Fußschaden bedeutet, dass der Mangel nicht angeboren, sondern erworben ist. Meist ist der Vorfuß betroffen [68], wie z.B. beim Hallux valgus, den Krallenzehen oder der Spreizfußdeformität. Beim jungen Menschen ist die weitaus häufigste Ursache für Fußschäden das anhaltende Tragen nicht passender oder funktionell unzureichender Schuhe [68,129]. Messungen anlässlich der WMS-Aktionstage 2003 ergaben, dass nur 46,7 % der Kinder passende Schuhe trugen. Meist wurden die Schuhe zu klein für den jeweiligen Kinderfuß getragen [129]. Diese Ergebnisse werden durch Zahlen aus den Jahren 1997 und 1998 bestätigt, wo 39,4 % aller Schuhe zu klein gefunden wurden [55].

Fast alle Kinder kommen mit gesunden Füßen zur Welt. Angeborene Fußfehler wie Klumpfuß, Sichelfuß, rigider Plattfuß, Hackenfuß, tarsale Koalition oder

Zehenfehlbildungen finden sich in ihrer Gesamtheit bei weniger als 2 % aller Geburten [28,47,68,72,81,112,129]. Vergleicht man diese Zahl mit der Häufigkeit der Fußschäden im Erwachsenenalter, dann wirft das kein gutes Licht auf die Lage der Kinderschuhversorgung hierzulande.

Der Schluss liegt nahe, dass der Fuß sich ohne Schuh besser entwickelt und dass Schuhwerk dem Fuß mehr schadet, als ihm zu nutzen. Maier [68] schreibt dazu treffend: „Kein Schuh ist in der Lage, die Reifungsvorgänge zu fördern. Fußgerechte Kinderschuhe zeichnen sich dadurch aus, dass sie die Reifung weniger behindern als andere Schuhe“. Idealerweise sollten Kinder deshalb sooft es geht die Möglichkeit haben, durch barfüßiges Laufen ihre Füße zu trainieren [52,57,100,102,129]. Trotzdem werden die meisten Kinder mehr Zeit mit Schuhen an den Füßen laufen als ohne. Einerseits erfordern die hiesigen klimatischen Bedingungen und Umweltgegebenheiten mit wenig naturbelassenen Böden und Wegen einen Schutz für die Füße. Andererseits ist das Tragen von Schuhen ein kulturell tief verwurzeltes Bedürfnis der westlichen Zivilisation. Vor diesem Hintergrund gewinnt die Forderung nach Schuhen, die sich funktionell und von der Passform her am Kinderfuß orientieren, zunehmend an Bedeutung.

## **1.2 Ziel der Arbeit**

Es gibt unzählige wissenschaftliche Arbeiten, die sich mit den verschiedenen Aspekten des Sportschuhbaus für Erwachsene beschäftigen und zum Ziel haben, sportassoziierte Verletzungen zu reduzieren und die individuelle Leistung zu optimieren. Die Forschung um den Kinderschuh, insbesondere den Kindersportschuh, fristet hingegen ein Schattendasein. Dies ist umso unverständlicher, da der wachsende Fuß besonders sensibel auf schädigende Einflüsse durch schlechtes Schuhwerk reagiert und in der Kindheit die Grundlagen für einen leistungsfähigen, gesunden Fuß im späteren Leben gelegt werden.

Ein Mehrengagement im Kinderschuhbereich wird durch mehrere Faktoren erschwert. Zum einen ist der Markt wesentlich kleiner als bei den Erwachsenen. Das wirkt sich negativ auf die Preise aus, zumal der Produktionsaufwand trotz geringerem Materialbedarf meist genauso hoch ist. Viele Sportschuhhersteller gehen deshalb den denkbar einfachsten Weg, indem sie erfolgreiche, mit

großem Aufwand werbewirksam vermarktete Erwachsenensportschuhe einfach auf die verschiedenen Kindergrößen „herunterbrechen“ (auch als „downsizen“ bezeichnet), ohne dabei die funktionellen Bedürfnisse des Kinderfußes zu berücksichtigen. So können Produktions- und Werbekosten gespart werden und trotzdem ist der Verkaufserfolg gewiss. Kinder schauen zuallererst auf die Optik, und welches Kind möchte nicht den „coolen“ Schuh seines Sportidols tragen.

Hinzu kommt, dass im Kindesalter der Einfluss des Leistungs- und Hochleistungssports fast völlig fehlt. Dadurch bleiben Entwicklungsschübe und Innovationen aus diesem Bereich im Gegensatz zum Sportschuhbau für Erwachsene größtenteils aus.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, im Rahmen eines systematischen Literaturüberblicks die Entwicklungsphasen darzustellen, die der Fuß während seiner Wachstumszeit hinsichtlich Ossifikation, Morphologie, Statik und Gewebezusammensetzung durchläuft. Weiterhin wird die Reifung des Gangbildes unter kinematischen und kinetischen Gesichtspunkten beleuchtet. Daraus werden Anforderungen an einen Kinderschuh bzw. Kindersportschuh abgeleitet. Zusätzlich werden gängige Kindersportschuhe verschiedener Größen hinsichtlich ihrer Dämpfungseigenschaften und Vorfußflexibilität untersucht und die Ergebnisse vor dem Hintergrund der Literaturübersicht bewertet.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Bestimmung der Dämpfungsparameter

Das am häufigsten angewandte Testverfahren zur Überprüfung der Dämpfungseigenschaften von Schuhen besteht aus einem Gewicht, welches im freien Fall auf die Vorfuß- oder Rückfußsohle prallt [118]. Im Erwachsenenbereich werden die Parameter dieses Tests im Normalfall so gewählt, dass sie der Laufbelastung eines 70 kg schweren Läufers mit einer Laufgeschwindigkeit von etwa 15 km/h entsprechen. Durch Änderung der Fallhöhe bzw. des Gewichts können problemlos auch andere Belastungssituationen simuliert werden. Bei der Testung der Kinderschuhe wurden die Parameter den Werten von Kindern angepasst.

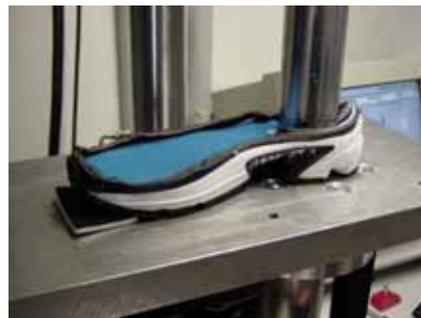
Ebenso ist eine zeitabhängige Steuerung der Kraft möglich, die auf die Sohle einwirkt. Beim Ferseläufer wird die Belastungsspitze des Aufpralls 20 bis 50 Millisekunden nach dem ersten Bodenkontakt beobachtet. Die meisten Dämpfungsmaterialien (Schäume wie Ethylvinylacetat (EVA) oder Polyurethan (PU)) besitzen viskoelastische Eigenschaften, wobei je nach Bearbeitung ein visköses oder elastisches Verhalten dominieren kann. Dies bedeutet, dass die Dämpfungseigenschaften vom Kraft-Zeit-Verlauf abhängig sind. Tests mit fallenden Gewichten simulieren dabei sehr gut die Belastung der Rückfußsohle durch die Ferse. Der Gipfel der Belastungsspitze am Vorfuß liegt jedoch erst bei 150 bis 200 Millisekunden nach dem ersten Bodenkontakt, auch ist der Verlauf der Belastungskurve deutlich flacher als am Rückfuß. Dieser Kraftverlauf kann daher nur durch eine maschinelle, zeitgesteuerte Belastung realisiert werden, wie sie Instron oder Scott Testsysteme ermöglichen.

Die im Rahmen der Untersuchung verwendete Instron™-Druckprüfmaschine [24] erlaubte ein der realen, mechanischen Belastung entsprechendes Kraft-Zeit-Profil auf den zu testenden Bereich des Schuhs zu übertragen. Die Werte für die Belastungsintervalle wurden anhand einer französischen Studie [16] über die Zusammenhänge von Alter, Größe, Gewicht und Schuhgröße bei Kindern bestimmt. Demnach entspricht Schuhgröße 22 den Laufanfängern unter drei Jahren, Schuhgröße 30 den sechs- bis siebenjährigen Knaben bzw. sechs-

bis achtjährigen Mädchen. Größe 35,5 wird hauptsächlich von zehn- bis zwölfjährigen Knaben bzw. ein Jahr älteren Mädchen getragen. Die Form der verwendeten Stempel war der anatomischen Form des Fußes nachempfunden, wobei der Vorfußstempel aus dem entsprechenden Teil eines Laufschuhleisters konstruiert worden war [111]. Die Belastungsfläche des Vorfußstempel richtete sich nach den jeweiligen Schuhgrößen. Sie betrug 2,6 x 6 cm (Größe 22), 3,3 x 7 cm (Größe 30), bzw. 5,2 x 8,7 cm (Größe 35,5). Der Rückfußstempelzylinder hatte einen Durchmesser von 3 cm (Größe 22), 4 cm (Größe 30), sowie 5 cm (Größe 35,5). Rück- und Vorfußsohle wurden jeweils mit 540 N (2,5 x 22kg x 9,81 N/kg) belastet. Der Kraftaufbau am Rückfuß erfolgte über 35 ms, der Abbau über 60 ms. Am Vorfuß wurde die Belastung über einen Zeitraum von jeweils 100 ms auf- und abgebaut.



Testung der Vorfußsohle



Testung der Rückfußsohle

**Abbildung 2-1** Instron™-Druckprüfmaschine

Im Standardmessverfahren wurden mit der Instron™-Testmaschine an jedem Schuh 20 Kraft-Deformationszyklen aufgenommen. Um die Dämpfungsparameter an jedem Schuh im Vor- und Rückfußbereich zu interpretieren, wurde für jeden gestesteten Laufschuh die Grundsteifigkeit, die funktionelle Steifigkeit sowie der Energieverlust aus dem 20. Zyklus ermittelt. Die Steifigkeit gibt die Kraft an, die nötig ist, die Sohle in den angegebenen Kraftintervallen für einen weiteren Millimeter einzudrücken. Hohe Werte entsprechen einer harten, wenig gedämpften Sohle. Dabei beschreibt die Grundsteifigkeit die Steifigkeit eines Schuhs bei niedriger Belastung, wie zum Beispiel beim Stehen oder Gehen. Die funktionelle Steifigkeit ist die Steifigkeit eines Schuhs bei hoher Belastung, zum

Beispiel während einer Laufbewegung. Die Grundsteifigkeit wurde aus der Steigung der Kurve des Kraft-Deformationsdiagramms im Belastungsintervall 55-110 N bestimmt und die funktionelle Steifigkeit aus der Steigung im Belastungsintervall 270-400 N. Die beiden Steigungen für die Grundsteifigkeit und die funktionelle Steifigkeit wurden aus der Differenz des entsprechenden Kraftintervalls zu dem entsprechenden Deformationsintervall ermittelt.

Sie wurden mit folgender Formel berechnet:

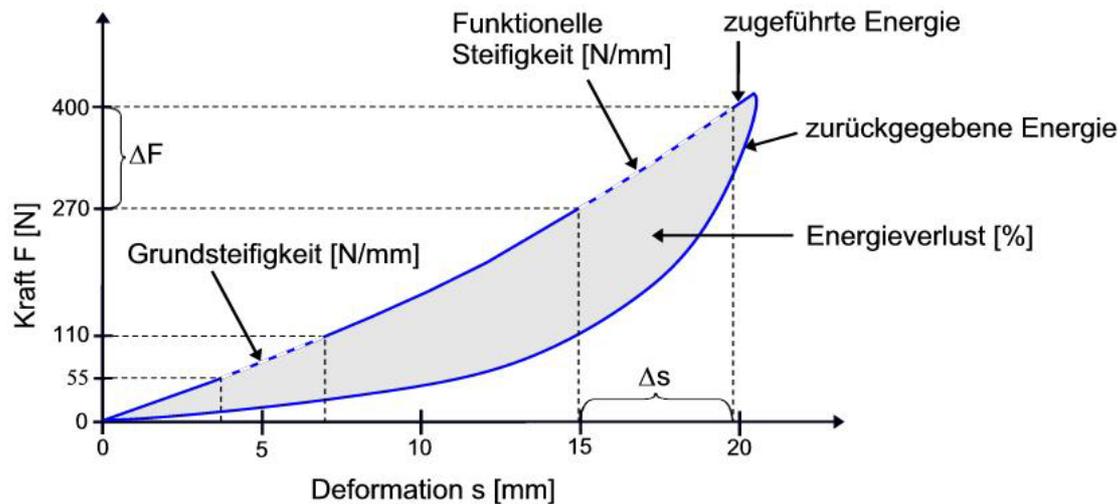
$$\text{Grundsteifigkeit} = \frac{\Delta F}{\Delta s} = \frac{F_{110N} - F_{55N}}{s_{110N} - s_{55N}} \left[ \frac{N}{mm} \right]$$

$$\text{Funktionelle Steifigkeit} = \frac{\Delta F}{\Delta s} = \frac{F_{400N} - F_{270N}}{s_{400N} - s_{270N}} \left[ \frac{N}{mm} \right]$$

F = wirkende Kraft

s = resultierende Deformation

Die Kraft-Deformationskurve wird auch als Hysteresekurve bezeichnet. Anhand dieser Kurve wurde der Energieverlust berechnet.



**Abbildung 2-2** Hysteresekurve (Kraft-Deformationskurve)

Der Energieverlust ist die Differenz zwischen der von dem Prüfstempel zurückgeführten Energie und der während eines Testzyklus an den Prüfstempel zurückgegebenen Energie. Der Energieverlust wird durch die Fläche in der

Hysteresekurve beschrieben. Eine breite Hysteresekurve bedeutet einen hohen Energieverlust und eine schmale einen geringen Energieverlust [119].

Weiterhin wurde die Sohlendicke im Vorfuß- und Rückfußbereich bestimmt. Die Differenz der beiden Werte ergibt die Fersensprengung („heel-lift“).

Getestet wurden insgesamt 15 Schuhe der Marke Adidas, davon fünf der Größe 22, sechs der Gr. 30 und vier verschiedene Schuhe der Gr. 35,5.

## **2.2 Dynamischer 3-Punkt-Biegetest**

Mit dem dynamischen 3-Punkt-Biegetest kann spezifisch die Biegesteifigkeit (syn.: Flexionssteifigkeit) der Vorfußflexibilitätszone bestimmt werden. Zur Durchführung wird der Schuh von zwei Balken gestützt, die jeweils 12 mm breit und 30 mm hoch sind. Ihre Auflagefläche ist abgerundet, der Radius beträgt 6 mm. Der Abstand dieser beiden Auflagebalken beträgt von Mittellinie zu Mittellinie 60 mm. Nach vorheriger Markierung der Flexionszone unter den Zehengrundgelenken wird die Vorfußsohle mit einem Rollenstempel deformiert. Die Biegevorrichtung wird mit dem Prüfstempel mittig zwischen den beiden Auflagebalken fixiert. Der Schuh wird so positioniert, dass sich seine Vorfußbiegeline parallel zum Teststempel und direkt unter diesem befindet [119].

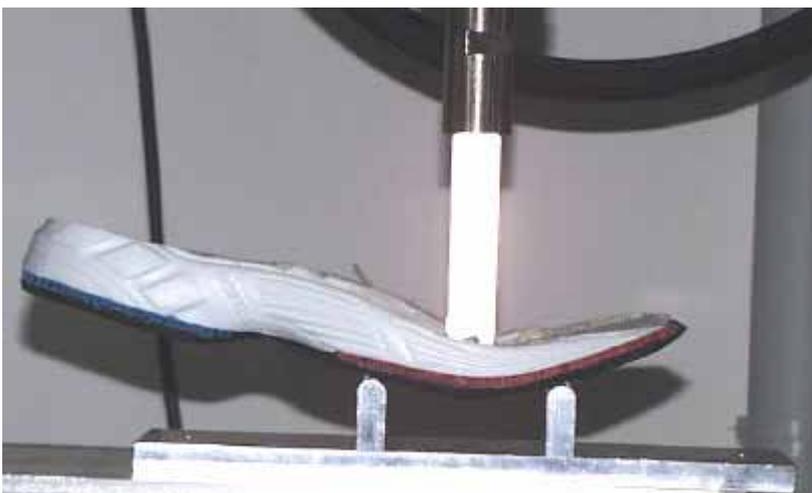


Abbildung 2-3 Dynamischer 3-Punkt-Biegetest im Bereich der Vorfußflexionszone

Der Test erfolgt weggesteuert mit einer bodenwärts gerichteten Biegung des Schuhs in der Vorfußflexionszone. Die maximale Deformationen wurde den

verschiedenen Schuhgrößen angepasst: 7,5 mm für Größe 22, 11 mm für Größe 30 und 15 mm für Größe 35,5. Bei der Messung wird ein Kraft-Deformations-Profil aufgenommen. Die Be- und Entlastung erfolgte innerhalb von jeweils 100 Millisekunden.

Jeder Schuh wurde über 20 Kraft-Deformations-Zyklen belastet und der 20. Zyklus wurde ausgewertet. Die Biegesteifigkeit gibt dabei die Kraft an, die nötig ist, den Vorfußbereich um einen weiteren Millimeter durchzubiegen. Hohe Werte entsprechen einer steifen Sohle. Gewählt wurde eine Auswertung der Biegesteifigkeit im Intervall 2-8 mm.

Sie wurde mit folgender Formel berechnet:

$$\text{Biegesteifigkeit} = \frac{\Delta F}{\Delta s} = \frac{F_{8mm} - F_{2mm}}{s_{8mm} - s_{2mm}} \left[ \frac{N}{mm} \right]$$

F = wirkende Kraft

s = resultierende Deformation

Der Energieverlust errechnet sich aus der Hysteresekurve wie bereits in Kapitel 2.1 beschrieben.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Instron™ -Messungen der Dämpfungsparameter der Sohle

#### 3.1.1 Grundsteifigkeit

Die Grundsteifigkeit im Bereich einer Belastung von 55-110 N wird einerseits durch die Einlegesohle, andererseits durch das Material der Zwischensohle bestimmt. Die Einlegesohlen sind aus Kunststoff gefertigt und sorgen für eine weiche Bettung des Fußes. Am ausgeprägtesten ist ihr Effekt beim Stehen in einem neuen Schuh, was durch die Testanordnung simuliert wurde. Bei intensiver Belastung verliert die Einlegesohle innerhalb weniger Wochen einen Teil ihrer Dämpfungseigenschaften, hauptsächlich durch eine plastische Verformung im Sinne einer Kompression. Laufschuhe für Erwachsene erreichen im entsprechenden Belastungsintervall 200-400 N Durchschnittswerte von 179 N/mm für die Vorfußsohle bzw. 100 N/mm für die Rückfußsohle [119].

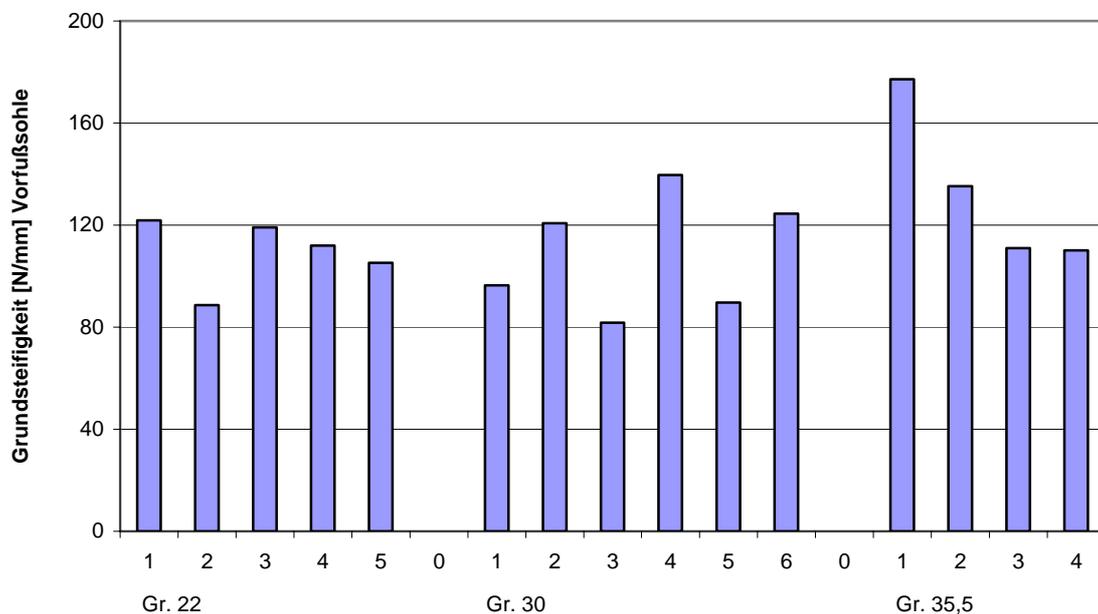
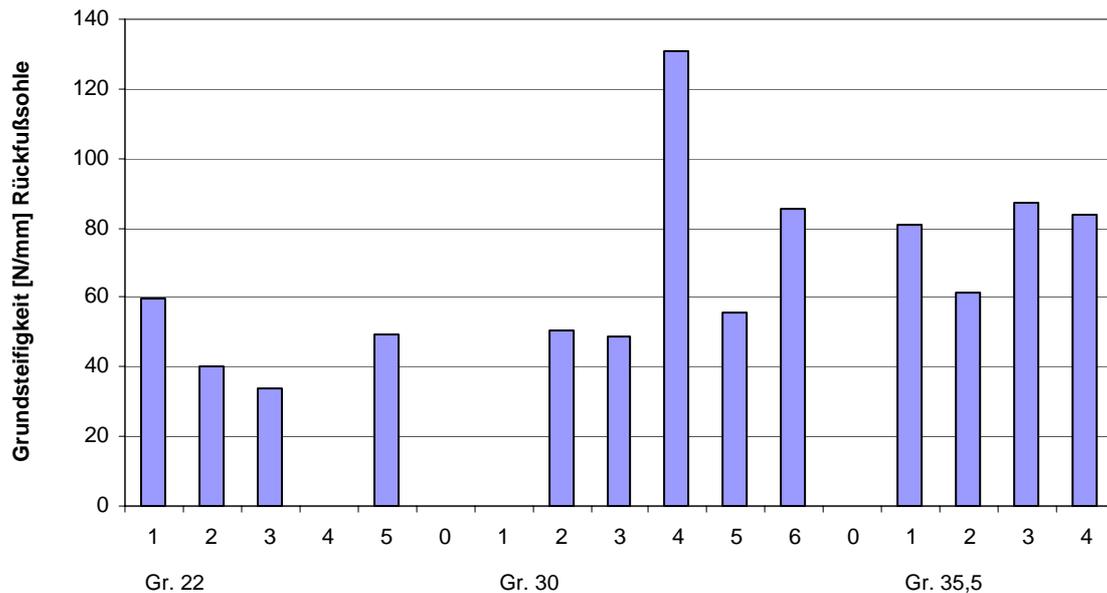


Diagramm 3-1 Grundsteifigkeit der Vorfußsohle

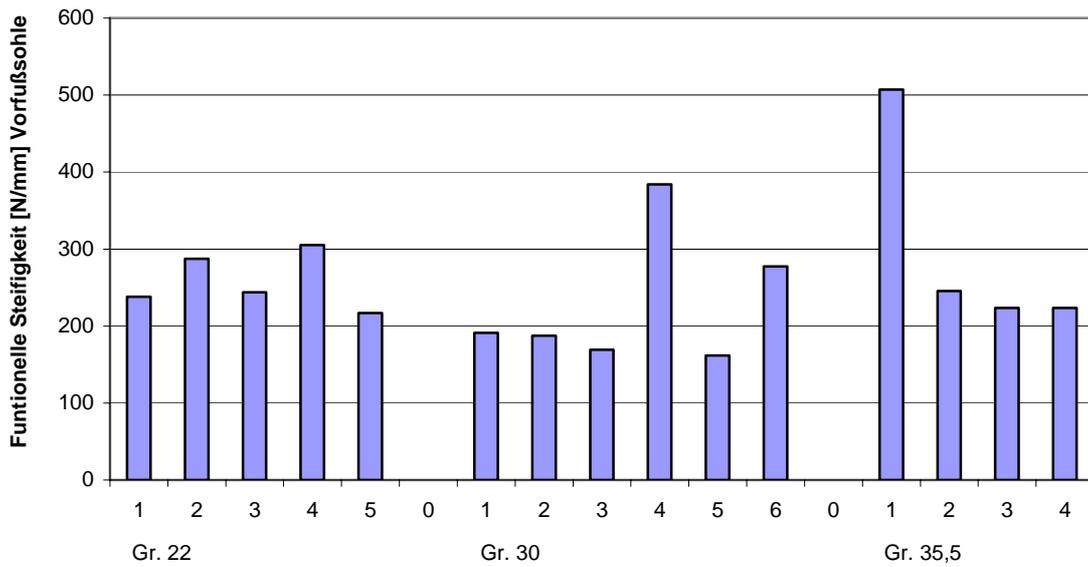


**Diagramm 3-2** Grundsteifigkeit der Rückfußsohle

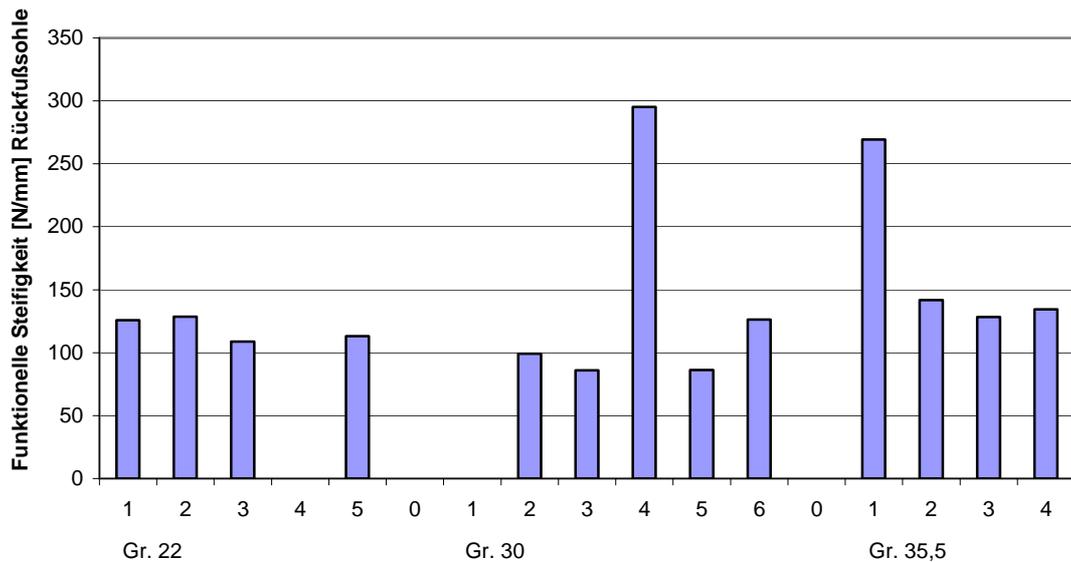
Die Schuhe in diesem Test lagen bis auf Schuh Nr. 4 Gr. 30 (130,9 N/mm für die Rückfußsohle) unter diesen Werten. Interessanterweise unterscheiden sich die Schuhe der Größen 22 und 30 hinsichtlich der Vorfuß-Grundsteifigkeit in ihren Mittelwerten kaum. Für Schuh Nr. 4 Gr. 22 und Schuh Nr. 1 Gr. 30 liegen für die Rückfußsohle keine Messwerte vor.

### 3.1.2 Funktionelle Steifigkeit

Die funktionelle Steifigkeit ist für die Dämpfung bei höheren Belastungen verantwortlich, wie sie zum Beispiel beim Sport vorkommen. Der Messbereich 270-400 N entspricht einer Belastung durch ein Mehrfaches des Körpergewichtes eines Kindes. Bei der Sportschuhfertigung im Erwachsenenbereich wird von den meisten Herstellern eine obere „Härtegrenze“ festgelegt, die 330 N/mm für die Vorfußsohle und 220 N/mm für die Rückfußsohle beträgt [119].



**Diagramm 3-3** Funktionelle Steifigkeit der Vorfußsohle



**Diagramm 3-4** Funktionelle Steifigkeit der Rückfußsohle

Schuh Nr. 4 Gr. 30 und Schuh Nr. 1 Gr. 35,5 zeigten sowohl für den Vorfuß, als auch für den Rückfuß Werte über dieser Härtegrenze. Ebenso fiel auf, dass die Schuhe der kleinsten Größe mit einem Mittelwert von 258 N/mm eine höhere funktionelle Steifigkeit der Vorfußsohle hatten als die meisten größeren Schuhe. Für Schuh Nr. 4 Gr. 22 und Schuh Nr. 1 Gr. 30 liegen für die Rückfußsohle keine Messwerte vor.

### 3.1.3 Energieverlust bei funktioneller Belastung

Der Energieverlust erfasst die Differenz zwischen der durch die Kompression der Sohle zugeführten Energie und der während des Abstoßes zurückgegebenen Energie (siehe Abbildung 2-2). Ein Energieverlust unter 35 % wird als günstig angesehen [119].

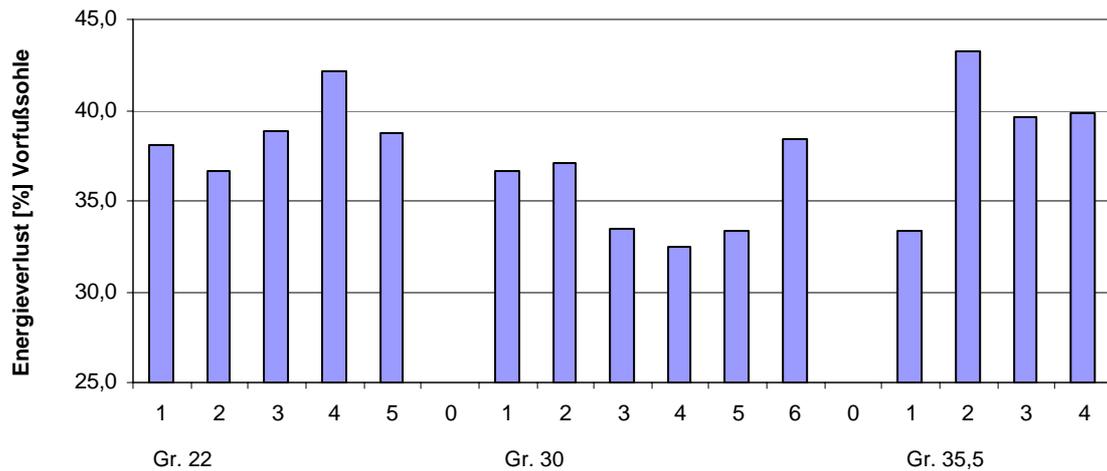


Diagramm 3-5 Energieverlust der Vorfußsohle im Intervall 270-400N

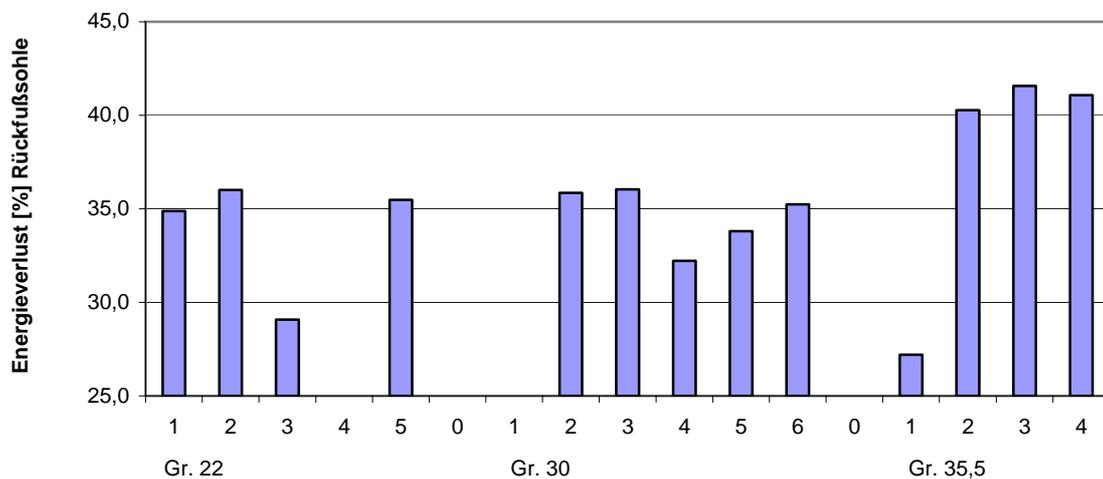


Diagramm 3-6 Energieverlust der Rückfußsohle im Intervall 270-400N

Schuh Nr. 4 und Nr. 6 der Gr. 30 sowie Nr. 1 der Gr. 35,5 konnten sowohl für Vorfuß, als auch für Rückfuß unter diesem Prozentwert bleiben. Für Schuh Nr. 4 Gr. 22 sowie Nr. 1 Gr. 30 liegen für die Rückfußsohle keine Messwerte vor.

### 3.1.4 Flexionssteifigkeit

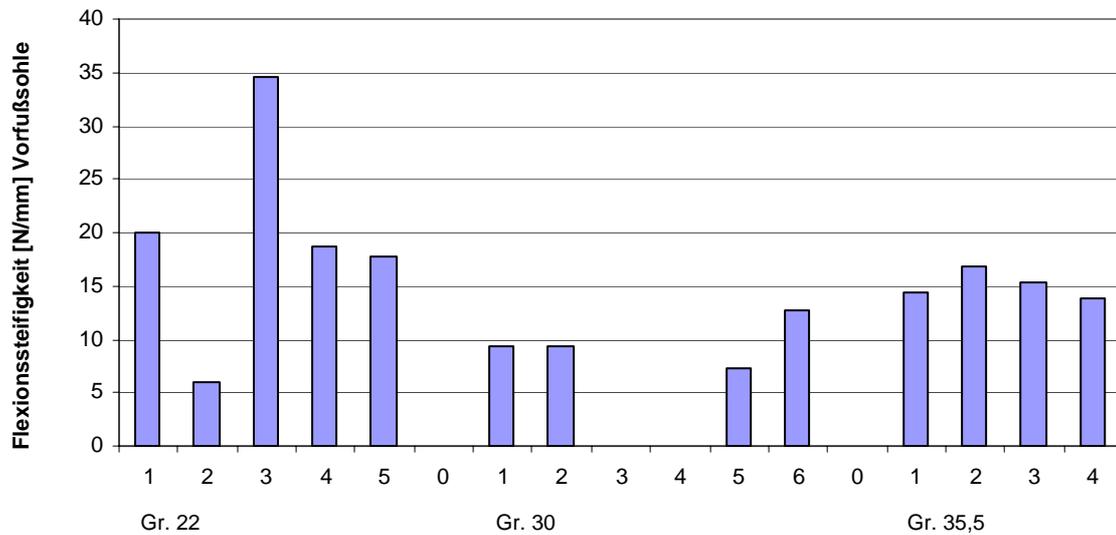


Diagramm 3-7 Flexionssteifigkeit der Vorfußsohle

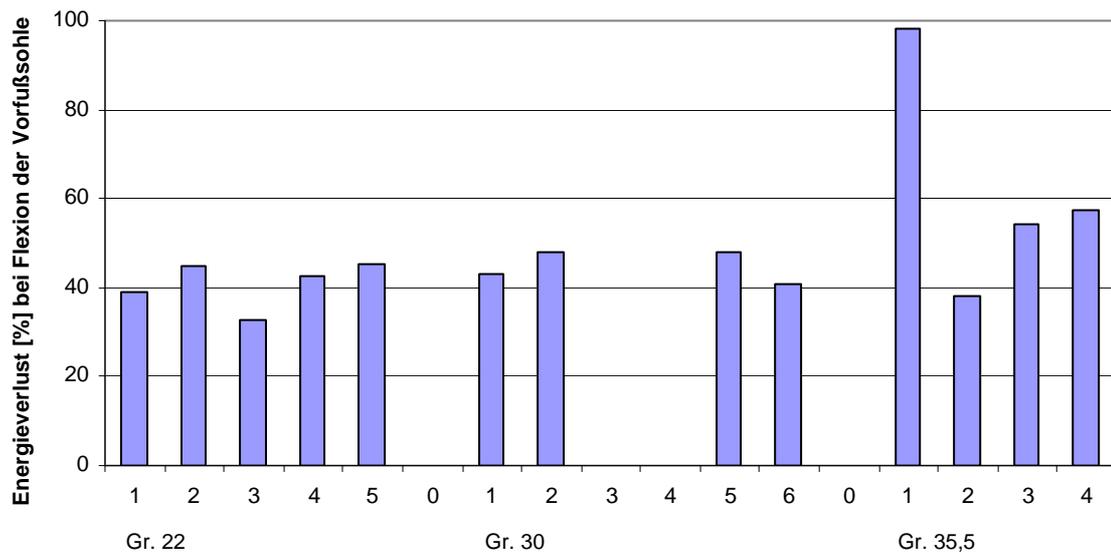


Diagramm 3-8 Energieverlust bei Flexion der Vorfußsohle

Auffällig war die große Differenz der Werte in den kleinsten Größen. Schuh Nr. 2 hatte mit 6 N/mm die geringste Flexionssteifigkeit, Schuh Nr. 3 mit 35 N/mm die weitaus höchste. Die restlichen Schuhe dieser Größe lagen allesamt über den Werten der größeren Schuhe. Für Schuh Nr. 3 und 4 Gr. 30 liegen keine Messwerte vor.

### 3.1.5 Sohlendicke und Fersensprengung

Die kleinsten Schuhe wiesen die geringste Sohlendicke auf und dadurch auch eine geringere Sprengung als die restlichen Schuhe im Test, ausgenommen Schuh Nr. 1 Gr. 35,5. Schuh Nr. 3 Gr. 22 zeigte mit 0,1 mm so gut wie gar keine Sprengung.

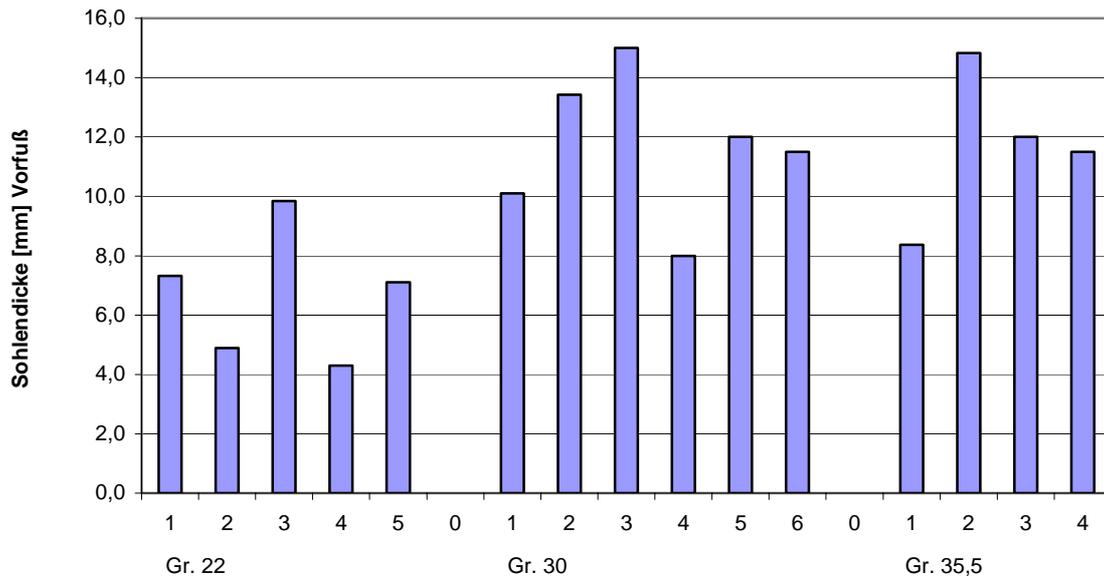


Diagramm 3-9 Sohlendicke Vorfußbereich

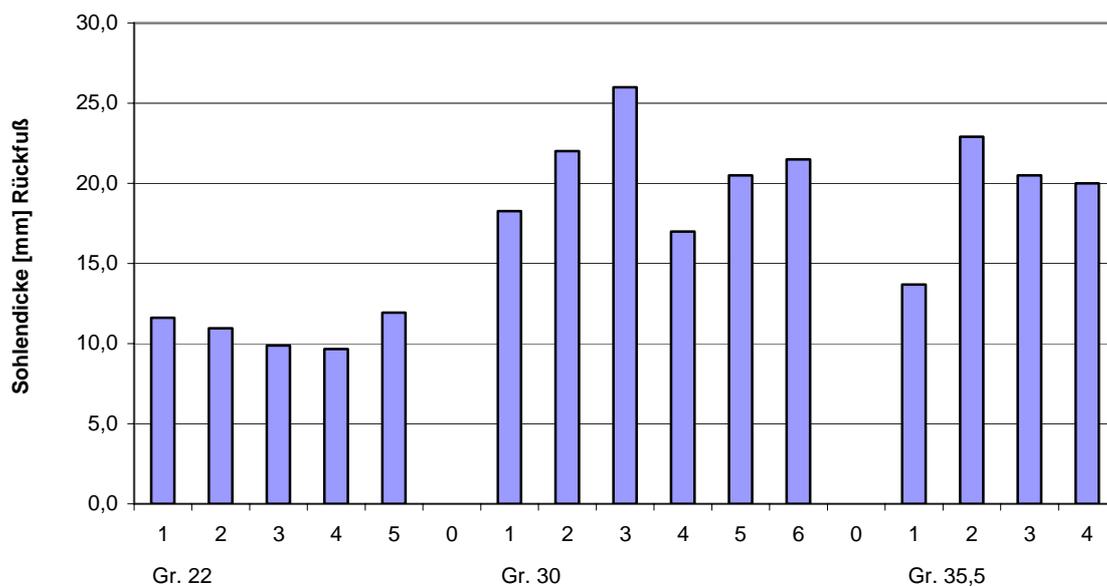
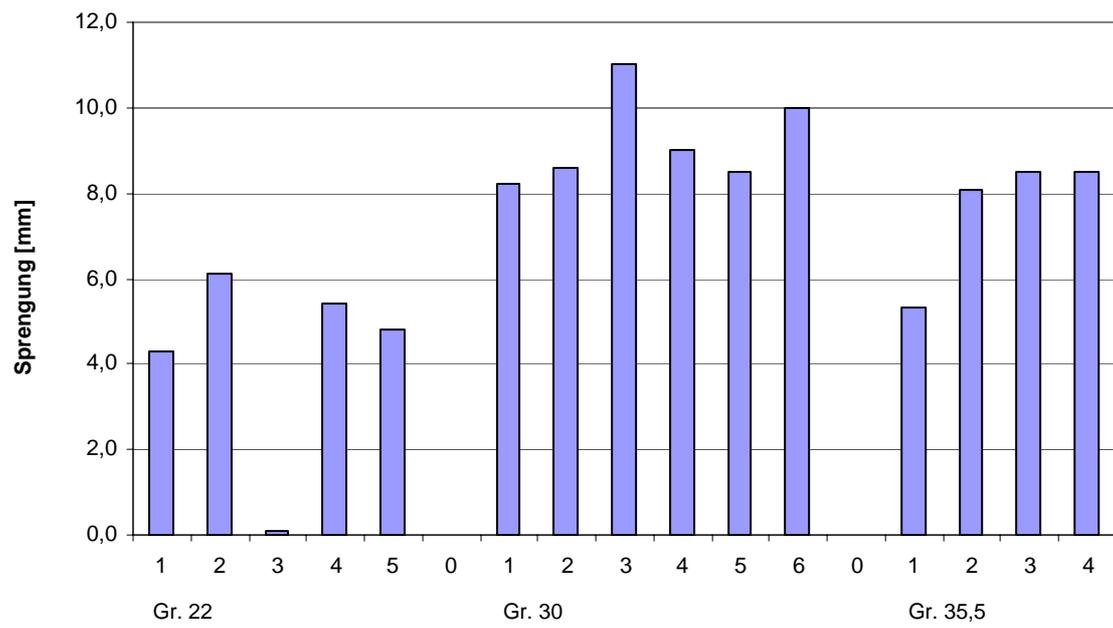


Diagramm 3-10 Sohlendicke Rückfußbereich



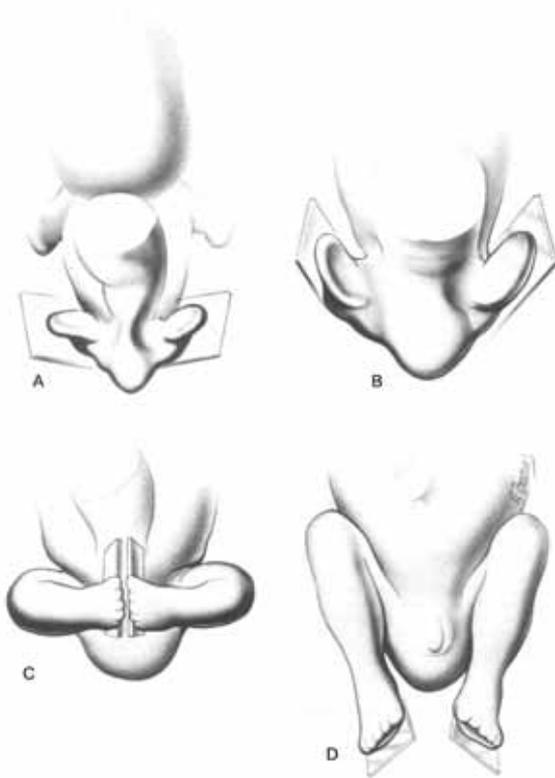
**Diagramm 3-11** Sprengung zwischen Vorfuß und Rückfuß

## 4 Diskussion

### 4.1 *Entwicklung des Fußes*

#### 4.1.1 **Pränatale Entwicklung** [18,29,44,90]

Zu Beginn der fünften Embryonalwoche erscheinen auf beiden Seiten des Körperstammes die Extremitätenleisten (Wolffsche Leisten), aus denen sich die Armknospen und mit ca. zwei Tagen Verzögerung auch die Beinknospen entwickeln. Dabei handelt es sich um zunächst noch ungeordnete mesenchymale Zellhaufen in einer Hülle aus Ektoderm. Diese Zellen sind die Grundlage und Ausgangspunkt des Skelettsystems, Bindegewebes und Gefäßsystems der Arme und Beine. Als Vorläufer der Muskelzellen wandern noch teilungsfähige Myoblasten aus den Dermatomyotomen in die frühen Extremitätenanlagen ein und besiedeln diese von proximal nach distal. Um die achte Woche ist die gesamte Extremitätenmuskulatur als Vormuskelanlage vorhanden. Kurz darauf sprossen aus den vorderen Abschnitten des Neuralrohrs die Spinalnerven ein. Zu Beginn der sechsten Woche lassen sich Hand- und Fußplatte abgrenzen. Der Embryo ist mit 37 Tagen ca. 8-11 mm lang. Beide Extremitätenanlagen stehen zunächst nach lateral und kaudal vom Stamm ab. Durch die nun folgende Beugung in den schon sichtbaren Knie- und Ellenbogengelenken werden Handfläche und Fußsohle zum Stamm hin gewandt. In der siebten Woche vollzieht sich die gegensinnige Rotation der Extremitäten: Die obere Extremität dreht sich 90° nach außen, wodurch der Ellbogen nach kaudal zeigt und die Extensoren dorsolateral zu liegen kommen. Die untere Extremität rotiert 90° nach innen, bis das Knie kopfwärts deutet und die Extensoren sich auf der Beinvorderseite befinden. Der Fuß supiniert, außerdem fällt die bisher vorhandene Spitzfußstellung durch Dorsalextension im Sprunggelenk weg. Ab dem dritten Fetalmonat befinden sich die Füße in Supination und Adduktion mit einander zugewandten Sohlen vor dem Körper in „Betstellung“ [30, 90].



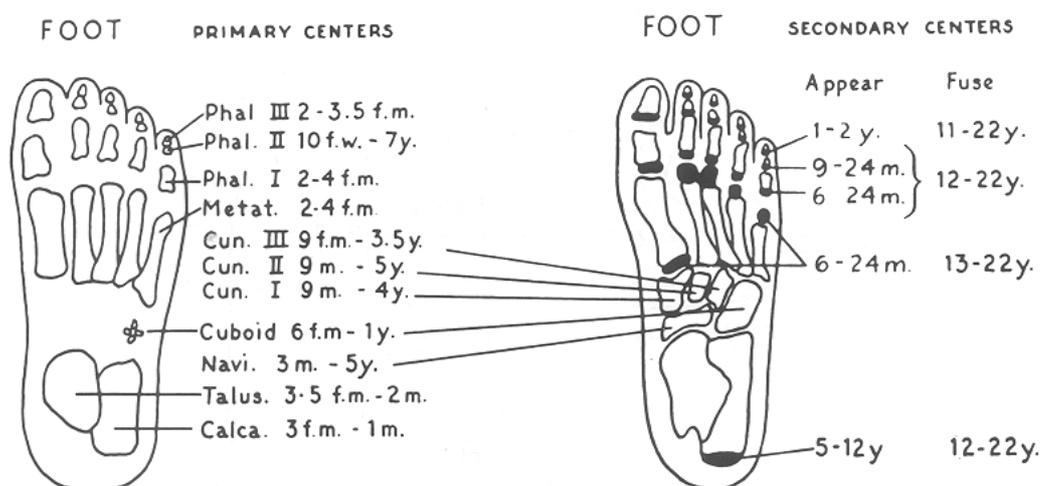
**Abbildung 4-1** Pränatale Rotation des Fußes mit 4,5 (A), 5,5 (B), 8,5 (C) und 12 (D) Wochen

Indem sich die MTK I und V senken, entsteht schon jetzt eine Fußquerwölbung. Auch das OSG differenziert sich in dieser Zeit: Die zunächst noch wie bei der Handwurzel nebeneinander liegenden Fußwurzelknochen beginnen sich zu überlagern, so dass ab der siebten Woche nur noch die Talusrolle Kontakt zur Malleolengabel hat [68].

#### 4.1.2 Ossifikation [29,30,71,83,91,112]

Auch das Knochengewebe vollzieht eine rapide Entwicklung. Die zu Beginn der sechsten Woche noch diffuse mesenchymale Knochenanlage ordnet und differenziert sich schnell von proximal nach distal, so dass eine Woche später die Mittelfußstrahlen auftreten und um die achte Embryonalwoche eine komplette hyaline Knorpelanlage aller Knochen bis hin zu den Endphalangen vorhanden ist. Die Länge des Embryos beträgt dabei nicht mehr als 30 mm. Gegen Ende der Embryonalzeit beginnt in den Extremitäten die Verknöcherung der Knorpelanlagen nach dem Schema der enchondralen Ossifikation, es bilden

sich die primären Knochenkerne. Diese erscheinen zunächst in den Diaphysen der langen Röhrenknochen: Femurdiaphyse (sechste Entwicklungswoche), Tibia und Fibula (achte Entwicklungswoche), Endphalangen und Metatarsus (neunte Entwicklungswoche). In der bei allen Individuen gleichen Reihenfolge Calcaneus, Talus, Grund- und Mittelphalangen und Os cuboideum schließen sich die weiteren Fußknochen im vierten bis neunten Entwicklungsmonat an, wobei der Knochenkern im Os cuboideum bei Geburt ein Reifezeichen darstellt. Erst postnatal bilden sich die primären Knochenkerne in Os cuneiforme laterale (erstes Lebensjahr), in den Ossa cuneiformia mediale et intermedium (ca. zweites bis drittes Lebensjahr) und zuletzt im Os naviculare um das dritte bis vierte Lebensjahr (bei Mädchen ca. ein halbes Jahr früher [3]). Die sekundären Knochenkerne erscheinen später in den Epiphysen der Röhrenknochen; nur am distalen Femur und proximalen Unterschenkel sind sie schon bei Geburt vorhanden. Es folgen die Phalangen, die nur eine Epiphyse in der Knochenbasis besitzen, und die Ossa metatarsalia, wobei MT II bis V nur distale, MT I nur einen proximalen Epiphysenkern entwickeln. Zuletzt erscheint in der Calcaneusapophyse um das vierte bis sechste Lebensjahr beim Mädchen, und um das fünfte bis neunte Lebensjahr beim Knaben ein Knochenkern. Es kann bis zum Alter von 22 Jahren dauern, bis die beiden Knochenkerne des Fersenbeins verschmelzen [112].



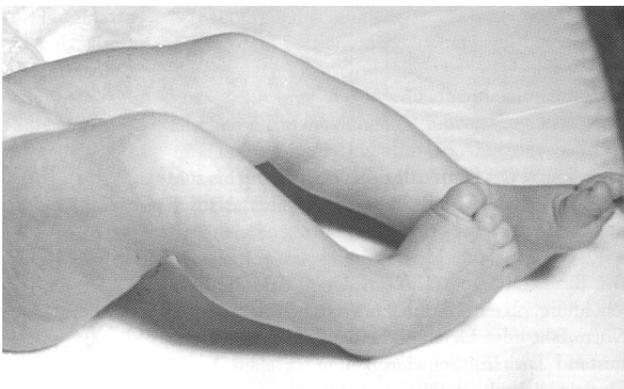
**Abbildung 4-2** Auftreten primärer und sekundärer Ossifikationszentren und Zeitpunkt der Fusion mit den Diaphysen (f.m. fetal month, y. year, m. post natal month)

Die Epiphysenfugen als Ort des Längenwachstums zwischen primären und sekundären Knochenkernen verknöchern zwischen dem 15. und 21. Lebensjahr [29,30,71,83]. Hinsichtlich der Verknöcherungsvorgänge haben Mädchen den Jungen gegenüber immer einen Vorsprung, der mit zunehmendem Alter größer wird. Bei Geburt beträgt die zeitliche Differenz des Knochenalters zwischen den Geschlechtern etwa einen Monat, zu Beginn des dritten Lebensjahr schon ca. zwölf Monate. Beim Übergang vom Kindes- zum Jugendalter kann sie zwei bis drei Jahre betragen. Allerdings handelt es sich hierbei um Mittelwerte, die Streuung um diese kann sehr groß sein [68].

#### 4.1.3 Postnatale Reifung der Fußstrukturen und Fußgewölbe

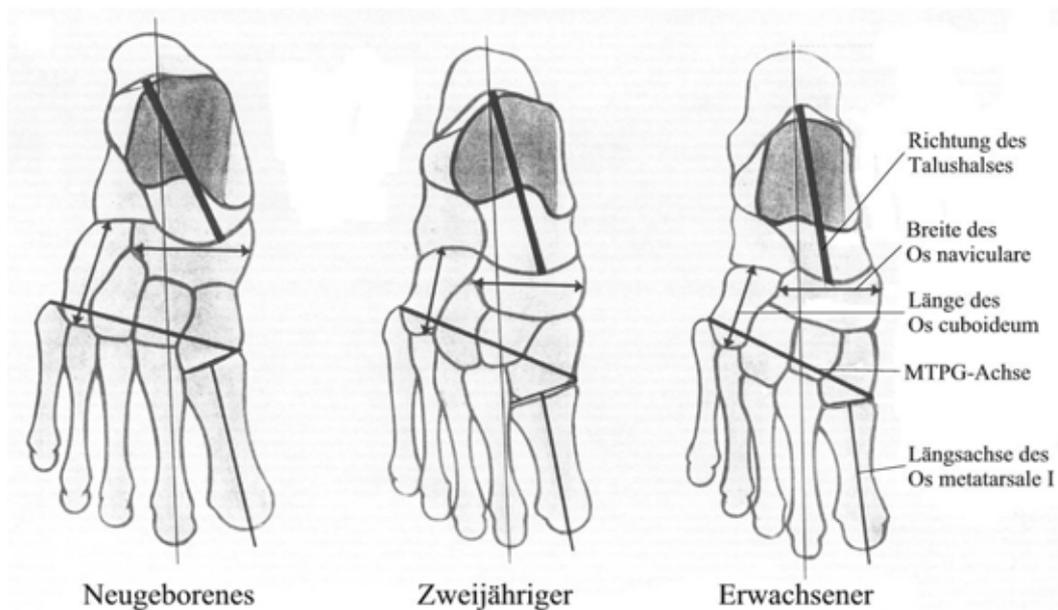
Die postnatale Fußentwicklung hat die Schaffung der morphologischen Voraussetzungen für den aufrechten Gang zum Ziel. Im Unterschied zum Affen, bei dem das Tarsometatarsalgelenk I eine Beweglichkeit ähnlich der des Daumensattelgelenks erlaubt, bleibt beim Menschen diese Entwicklung weitestgehend aus. Verglichen mit allen anderen plantigraden Säugetieren weist der Mensch einen relativ großen ersten Zeh kombiniert mit einem großen Os cuneiforme mediale und einem robusten medialen Anteil des Os naviculare auf. Diese Besonderheiten in der Stabilität des medialen Strahles am Fuß sind essentiell für den normalen aufrechten Gang [18].

Der Fuß des Neugeborenen steht noch in Valgusstellung, Vorfußsupination und Vorfußadduktion mit einander zugewandten Sohlen und einer „Sandalenlücke“ zwischen Großzehe und zweiter Zehe. Meist ist der Fuß dorsalextendiert [68].



**Abbildung 4-3** Supinationsstellung der Füße („pränatal gewonnene Stellung“)

Arme und Beine sind bei Geburt noch in etwa gleich lang, erst dann verschieben sich die Proportionen zugunsten eines rascheren Beinwachstums [29]. Die Talusrolle fällt nach medial ab, erst im Laufe der Jahre erfolgt die Aufrichtung. Auch mit vier Jahren besteht noch ein Rückfußvalgus von 15 - 20° [49], der aber im Zehenstand durch Muskelzug problemlos ausgeglichen werden kann (physiologischer kindlicher Knick-Senk-Fuß, siehe 4.1.5.). Durch vermehrtes Wachstum der medialen Fußstrukturen bildet sich die Vorfußadduktion langsam zurück [3]. Laut Maier verliert sich die supinatorische Ruhehaltung des Vorfußes bis spätestens zum vierten Lebensjahr [66,68]. Eine außerordentliche Bedeutung für die Reifung der Fußstatik hat die wachstumsbedingte Veränderung der Morphologie des Rückfußskeletts. Durch das dorso-kaudal gerichtete Wachstum des Fersenbeins und durch die Höhenzunahme des Sprungbeins werden Calcaneocuboidgelenk und Talonaviculargelenk auf eine höhere Ebene gehoben. Dies trägt maßgeblich zur Formgebung des medialen Längsgewölbes bei [91].

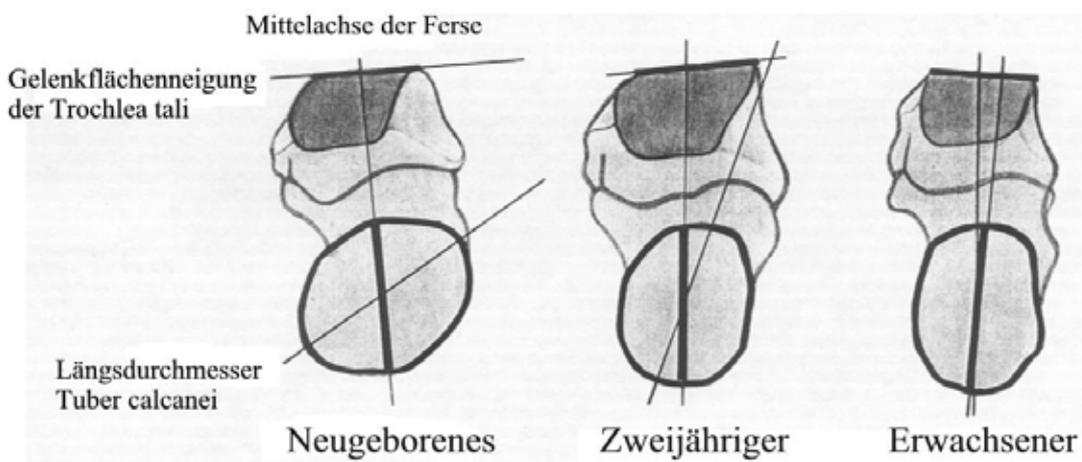


**Abbildung 4-4** Veränderungen der Fußwurzelknochen mit dem Wachstum

Im Gegensatz zum Erwachsenen liegt beim Neugeborenen das Sprungbein im Bezug auf das Fersenbein mehr medial und in einer pronatorischen Stellung. Seine obere Gelenkfläche, die Trochlea tali, ist deutlich nach innen geneigt. Richtet sich das Kind zum Stand auf, wird der Vorfuß in eine Pronations-

bewegung gezwungen und so der Calcaneus mitgezogen. Laut Valmassy weist der Calcaneus bei den ersten Laufversuchen eine Eversion von etwa  $8^\circ$  auf. Diese nimmt pro Jahr um  $1^\circ$  ab, um mit sechs Jahren den endgültigen Wert von  $0 - 2^\circ$  Eversion zu erreichen [115].

Gleichzeitig vollführt der Talus eine gegensinnige Supinationsbewegung um die eigene Längsachse, da er durch die Malleolengabel fixiert wird und um zu verhindern, dass er nach innen abrutscht [29].



**Abbildung 4-5** Gegensinnige Rotation von Calcaneus und Talus (rechter Fuß von dorsal)

Das asymmetrische, mediallyseitig betonte Wachstum des Sprungbeins unterstützt die Aufrichtung des Rückfußes [68]. Durch die Verbindung des medialen Strahls (bestehend aus Ossa metatarsalia I-III, Ossa cuneiformia und Os naviculare) mit dem Talus und des lateralen Strahls (bestehend aus Ossa metatarsalia IV, V und Os cuboideum) mit dem Fersenbein kommt es zu einer Verwindung zwischen Vor- und Rückfuß. Dies führt zusammen mit Beinachsenentwicklung, Sprung- und Fersenbeinwachstum zur Ausbildung der Fußgewölbe [54,95]. Der Mittelfußbereich bildet außerdem ein Quergewölbe, in dessen Scheitel die Basis des Os metatarsale II, der längste aller Mittelfußknochen, eingenetet in die Ossa cuneiformia liegt. Diese tragen durch ihre Keilform zur Querwölbung bei, die zum Vorfuß hin rasch abnimmt, bis die Metatarsaleköpfchen schließlich plan in einer Ebene aufliegen [54].

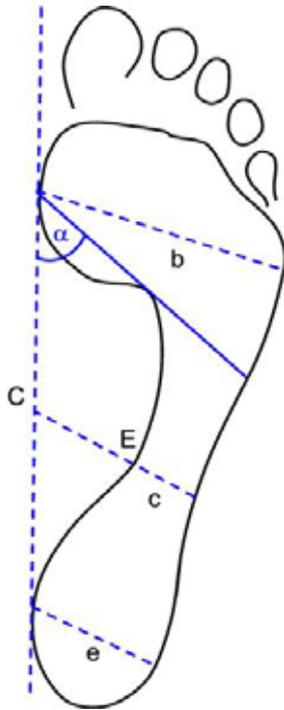
Das Köpfchen des Os metatarsale I und das Fersenbein bilden später die Hauptauflagepunkte des Fußes; allerdings kann das Skelett die einwirkenden

Kräfte im Stand und Gang nicht allein durch seine Architektur in dem Maße aushalten, dass auf Dauer kein Schaden entstehen würde. Deshalb sind die Längsgewölbe durch Bandstrukturen verstärkt: Plantaraponeurose, Lig. calcaneonaviculare plantare („Pfannenband“) und Lig. plantare longum. Zusätzlich aktiv unterstützend wirkt die Muskulatur in Form der kurzen längsverlaufenden Fußmuskeln [95]. Die Musculi peroneus longus und tibialis posterior umfassen den Fuß wie ein Steigbügel, der Musculus triceps surae zieht über die Achillessehne das untere Sprunggelenk in leichte Supination. Durch den „Windlass-Effekt“ spannt die Plantaraponeurose bei Überstreckung der Zehen im Grundgelenk das Längsgewölbe, ähnlich wie eine Sehne den Bogen spannt [69].

Der Zeitpunkt der strukturellen Reife des medialen Längsgewölbes (MLG) wird in der Literatur nicht einheitlich angegeben. So schreibt von Lanz [117], dass sich Längs- und Querwölbung schon im Fetalalter nachweisen lassen. Auch Fritsch fand bei seinen anatomischen Studien an Neugeborenenfüßen ein bereits ausgebildetes Längsgewölbe. Benninghoff [29], Anetzberger [3] und Hefti [38] betrachten es mit zwei bis drei Jahren als reif; allerdings wird es vor dem vierten bis sechsten Lebensjahr noch vom sogenannten „Spitzzy-Fettpolster“ (1903 Spitzzy) verdeckt, das für eine gleichmäßige Druckverteilung sorgen soll und unter dem Talonavikulargelenk ein kräftiges Polster bildet. So schützt die Natur den Fuß des Kleinkindes gegen Überlastung und Schädigung der noch wachsenden Knorpelanlagen [3,68,91]. Röntgenstudien von Robinow et al. bestätigen, dass sich im Alter zwischen zweieinhalb und 13 Jahren nur noch sehr geringe Änderungen der knöchernen Fußgewölbe abspielen. Daraus schließen die Autoren, dass die Längsgewölbe schon sehr früh ausgereift sein müssen [87]. Einen jährlichen Höhengewinn des MLG bei Kindern fand Schilling, wobei Mädchen der gleichen Altersstufe immer ein etwas höheres MLG besaßen. Die relative Höhe, d.h. Höhe der Wölbung geteilt durch Fußlänge, nimmt bis zum sechsten Lebensjahr zu, ab dem Alter von vier Jahren aber nur noch um Werte kleiner 1% [91].

Ähnliche Ergebnisse brachten die Studien von Volpon [116], der den „Contact Index II“ (CI2) der Trittsfläche des Mittelfußes als indirektes Maß der MLG-Reife

benutzt. Dieser bleibt in den ersten beiden Lebensjahren konstant hoch, um dann v.a. zwischen dem zweiten und sechsten Lebensjahr rapide abzufallen. Der Autor schreibt dies der spontanen Auflösung des flexiblen frühkindlichen Plattfußes und dem Abbau des Spitzzy-Fettpolsters zu.



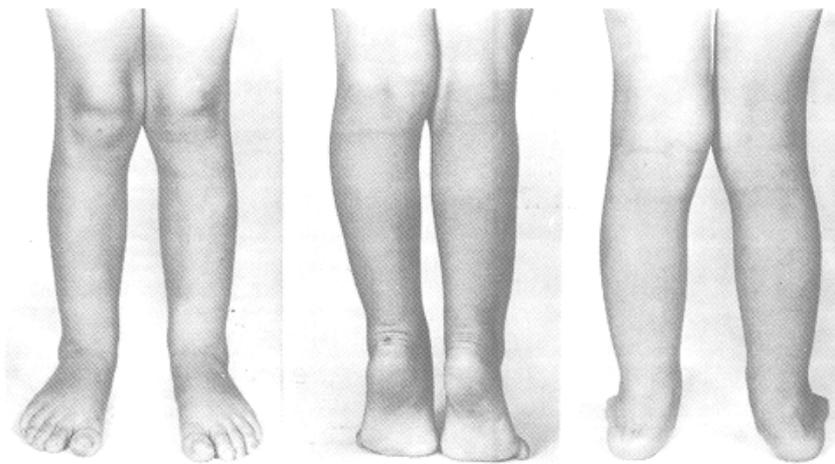
- $\alpha$  Footprint Angle [°]
- c/b Chippaux-Smirak-Index [%]
- c/e Arch Index
- c/CE Footprint Contact Index

**Abbildung 4-6** Indirekte Methoden zur Berechnung der MLG-Reife

Eine indirekte Methode zur Berechnung der MLG-Reife beschreiben Forriol et al. [33,34]. Sie maßen den „Footprint Angle“ nach Clarke (FA), den „Chippaux-Smirak Index“ (CSI) und den „Arch Index“ nach Staheli (AI) im Vergleich zum Erwachsenen. Normal gelten Werte bis 34,15 % (CSI), größer als 40° (FA) bzw. 0,7 – 1,35 (AI). Deutliche Zu- bzw. Abnahmen fanden die Autoren nur bis zum Alter von fünf bis sechs Jahren, ab dann änderten sich die Werte nicht mehr signifikant. Diese Ergebnisse stimmen mit denen von Beauchamp [5] überein, wonach sich mit der Korrektur des Genu valgum mit fünf bis sechs Jahren (siehe 4.1.6) auch das normale Längsgewölbe entwickelt.

#### 4.1.4 Der physiologische Knick-Senk-Fuß

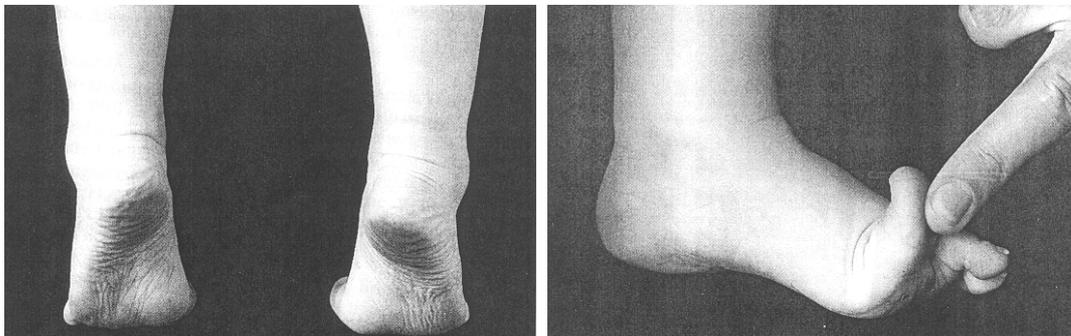
Bei Geburt zeigen nahezu alle Kinder den Aspekt eines Knick-Senk-Fußes (KSF) [92]. Auch in der Kleinkindzeit ist der KSF als physiologisch anzusehen [92,123]. Nach der überwiegend gebrauchten Definition flacht beim KSF das Längsgewölbe unter Belastung ab, wodurch die Sohle vermehrten Bodenkontakt erhält. Der Rückfuß knickt dabei in Valgusposition [21,38,49,92,127].



**Abbildung 4-7** Physiologischer Knick-Senk-Fuß im Kleinkindalter

Die Ursachen sind vielfältig: Fehlende Außenrotation der Malleolengabel (siehe 4.1.5), Genua valga [127] (siehe 4.1.5), Crura vara, erhöhte Bindegewebslaxizität, genetische Prädisposition [28,49,68,92,123,126]. Hefti [38,39] hebt die Bedeutung der vermehrten Femurhalsanteversion hervor (siehe 4.1.5): Sie sorgt dafür, dass die Kleinkinder ihre Füße unbewusst nach außen drehen, um nicht über die Fußspitzen zu stolpern. Als Komponente der Pronationsbewegung verstärkt diese Fußaußendrehung die Valgusstellung der Ferse. Daraus resultiert das Bild eines Knick-Senk-Fußes. Auch sind Muskelkraft und Kapsel-Band-Apparat noch nicht genügend ausgebildet (was vor allem bei längerem Stehen deutlich wird). Sie erreichen erst mit fünf Jahren ein Niveau der Reife, welches Voraussetzung für die Stabilität des Fußes ist [28,92]. Dann erst können diese Strukturen die Pronation in solchem Maß wie beim Erwachsenen begrenzen. Übergewicht und falsches Schuhwerk verstärken die Problematik [68,92,123,126].

Es ist schwierig, eine exakte Grenze zur pathologischen Fußdeformität zu ziehen, die Übergänge sind fließend [38,49,128]. Einigkeit herrscht aber in der Literatur darüber, dass der physiologische KSF keine Schmerzen bereiten darf und bei sonst gesunden Kindern auftritt. Er muss uneingeschränkt belastbar, in USG und OSG voll beweglich und frei von strukturellen Veränderungen sein. Anhand der funktionellen Untersuchung lässt er sich meist vom Plattfuß abgrenzen: Im Zehenstand geht der Fersenvalgus in eine leichte Varusstellung über, die Senkung der medialen Wölbung verschwindet. Auch der Großzehenhyperextensionstest (Jack´s Test) richtet über den „Windlass-Effekt“ (siehe 4.1.3) das MLG auf [21,28,38,49,68,92,126,128].



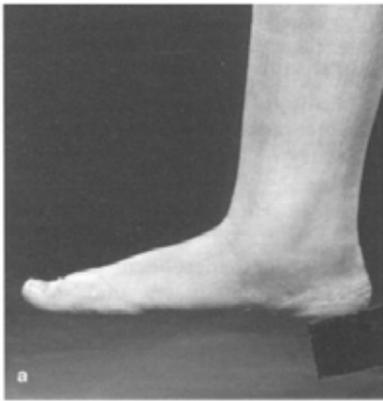
Rückfuß-Aufrichtung im Zehenstand

Großzehen-Hyperextensionstest

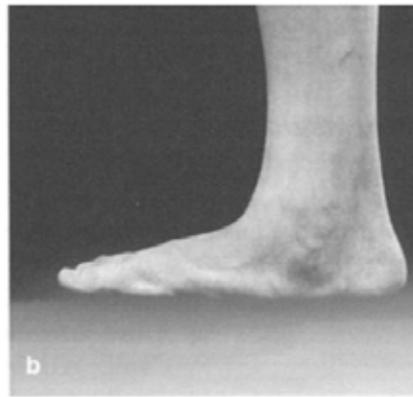
**Abbildung 4-8** Ausbildung des MLG bei der funktionellen Fußuntersuchung

Genauere Zahlenangaben über die Häufigkeit von Plattfuß und Knicksenkfuß sind kaum vorhanden. Kristen [56] fand 1966 bei einer Untersuchung von über 7000 Kindern zwischen sechs und 16 Jahren je nach Altersstufe ein höhergradig abgesenktes MLG bei 12,5 bis 19,6 %. Plattfüße (als kongenitale Missbildung oder völlige Abflachung des Längsgewölbes) machten weniger als 1% aus. Auch Hefti [38] bezeichnet die Inzidenz des kongenitalen Plattfußes (Talus verticalis) mit weniger als 0,1% als sehr gering. Schwierigkeiten bereiten auch die nichteinheitlichen Definitionen. Döderlein [28] et al. fassen die Begriffe Knick-Senk-Fuß, Plattfuß, Senkfuß und Knickfuß allesamt als Entität unter dem Begriff „Knickplattfuß“ zusammen. Dieser sei „im Kindesalter außerordentlich häufig“. Wirth [126] hingegen gebraucht die Begriffe Knickplattfuß und flexibler Plattfuß synonym und grenzt sie vom Knick-Senk-Fuß ab. Auch Schmidt und

Parsch [92] verwenden KSF, Knick-Platt-Fuß und flexibler Plattfuß als Synonyme. Ihnen zufolge haben fast alle Kinder (80-97%), die jünger als fünf Jahre sind, einen „flexiblen Plattfuß“. Westhoff [123] et al. teilen den Plattfuß in vier Typen ein. Typ I entspricht dem physiologischen Knick-Senk-Fuß. Die meisten anderen Autoren unterscheiden zwischen kongenitalem Plattfuß, Knick-Senk-Fuß und flexiblem Plattfuß [21,38,49,128].



Physiologischer Knick-Senk-Fuß



Flexibler Plattfuß

**Abbildung 4-9** Mediales Längsgewölbe

Dabei zeichnet sich laut Hefti [38,39] der Plattfuß dadurch aus, dass die Ausparung der medialen Belastungsfläche komplett fehlt, Witt [128] zufolge auch ohne den Fuß zu belasten. Taluskopf und Os naviculare haben Bodenkontakt [21]. Weiterhin ist die Dorsalextensionsfähigkeit im OSG infolge der Achillessehnenverkürzung eingeschränkt und der Rückfußvalgus ist verstärkt [38]. Als flexibel gilt der Plattfuß dann, wenn sich in der oben beschriebenen funktionellen Untersuchung das MLG aufrichten und darstellen lässt. Er ist im Schulkindalter mit 0,1% Prävalenz sehr selten und hat als Ursache eine vermehrte Bandlaxizität [38,39].

Mit Laufbeginn ändern sich die auf den Fuß einwirkenden Kräfte. Der Vorfuß proniert aus seiner supinatorischen „Fetalstellung“ und zieht die Ferse zunehmend in Valgusstellung mit [49]. Der Muskel-Band-Apparat kräftigt sich allmählich, das üppige Fettpolster der Fußsohle schwindet zusehends [92]. Zu Beginn des dritten Lebensjahres ist ein Rückfußvalgus von 15°-20° [49] noch physiologisch und bleibt dies auch bis zum Alter von sechs Jahren [28].

Spätestens dann aber sollte sich im Zuge der Achsenausreifung der Rückfußvalgus auf Werte um  $5-7^\circ$  unter Belastung [21,49,92] zurückbilden.

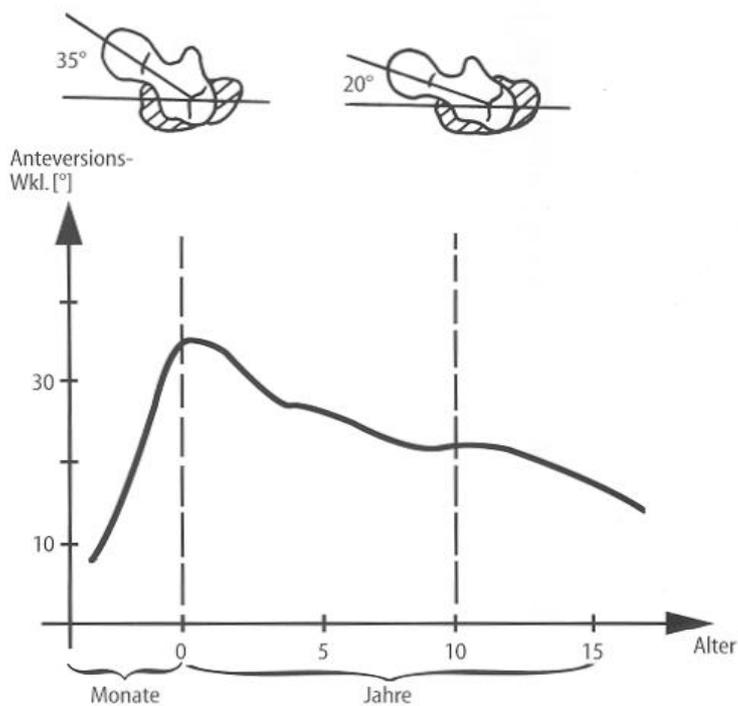
Es gibt keine Studie oder Untersuchung, die beweist, dass ein kindlicher Knick-Senk-Fuß zwangsläufig in einen Senk-Spreiz-Fuß oder Plattfuß des Erwachsenen übergeht [49]. Eine spezielle Therapie oder Einlagenversorgung wird nur bei Schmerzen, ausgeprägten Ermüdungserscheinungen [21,28,38,49,92, 126,127] oder einem Rückfußvalgus von mehr als  $20^\circ$  [49] empfohlen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der kindliche Knick-Senk-Fuß nach den oben genannten Kriterien ein physiologisches Durchgangsstadium auf dem Weg zum Erwachsenenfuß darstellt [21,26,38,49,68,92,123,126,128]. Im anglo-amerikanischen Bereich wird deshalb auch vom „developmental flat-foot“ gesprochen [20,53]. Im Zuge der regulär verlaufenden Achsreifung, Bindegewebefestigung und Kraftzunahme verschwindet er von alleine.

#### 4.1.5 Veränderung der Achsenverhältnisse

Die Änderung der Achsenverhältnisse prägt ganz wesentlich die Entwicklung des Gangbildes. Wenn der Säugling sich um den neunten bis zehnten Lebensmonat das erste Mal auf seine Füße stellt und diese belastet, weist der Schenkelhals noch einen Anteversionswinkel von über  $30^\circ$  auf. Dieser bildet sich in den ersten drei Lebensjahren rapide zurück, um dann langsam auf  $16^\circ$  zum Ende der Pubertät abzufallen. Erwachsene zeigen schließlich ca.  $12^\circ$  Schenkelhals-Anteversion [10,12,32,68].

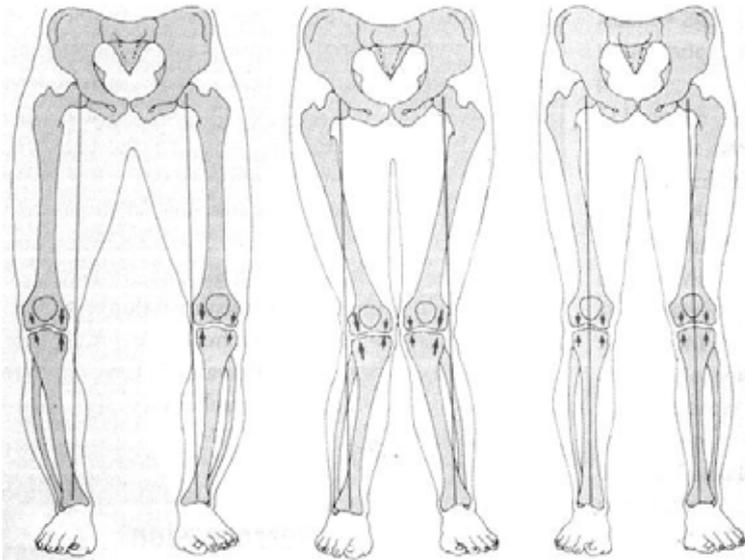
Neugeborene besitzen außerdem eine physiologische Coxa valga, d.h. der CCD-Winkel (Centrum-Collum-Diaphysenwinkel), gebildet von Oberschenkelhals und -schaft beträgt bis zu  $150^\circ$ . Mit Beginn der Vertikalisierung zum Ende des Säuglingsalters misst man Werte um  $140^\circ$ , die sich auf  $133^\circ$  mit 15 Jahren reduzieren. Als normwertig beim gesunden jüngeren Erwachsenen gilt ein CCD-Winkel von ca.  $125^\circ-126^\circ$  [12].



**Abbildung 4-10** Reduktion des Schenkelhals-Anteversionswinkels

Auch die Malleolengabel verändert ihre Winkelstellung. Sie vollführt eine Außenrotation relativ zur Tibiacondylenachse je nach Autor ausgehend von  $-10^\circ$  bis  $+10^\circ$  bei Geburt auf letztendlich  $+22^\circ$  bis  $+25^\circ$  ARO mit acht bis zehn Lebensjahren [10,66,68]. Dies und die Tatsache, dass sich die Medialabweichung des Talushalses zurückbildet [10], wirkt sich wie schon oben erwähnt indirekt über die Fußwurzel auch auf die MLG-Höhe aus.

Typisch für das Kleinkind ist die Varusbeinachse im Kniegelenk, die bei der ersten Aufrichtung zum Stand  $10^\circ$  bis  $15^\circ$  beträgt. Das Genu varum wandelt sich rasch zum ebenso physiologischen Genu valgum, das im Alter von drei Jahren mehr als  $10^\circ$  betragen kann [3,68,91]. Maier [66,68] begründet diese Veränderung durch den gesteigerten Druck, der beim O-Bein auf die medialen Anteile der Epiphysenfugen einwirkt (analog auf die lateralen Anteile beim X-Bein) und dort vermehrtes Wachstum anregt. So wird die O-Bein-Stellung wieder verlassen und zum X-Bein „überkorrigiert“. Bei diesem kehren sich die Druck- und Zugverhältnisse und damit auch die Wachstumsreize um, bis die Traglinie durch Hüftkopf und Sprunggelenk das Knie annähernd axial trifft.



**Abbildung 4-11** Entwicklung vom O-Bein über X-Bein zum gestreckten Bein

Starkes Übergewicht kann in dieser sensiblen Wachstumsphase allerdings dazu führen, dass sich das X-Bein verzögert oder gar nicht zurückbildet und sogar verstärkt wird. Ab dem sechsten bis siebten Lebensjahr sollte sich die Knieachse eingestellt haben [10,68,91]. Achsabweichungen von mehr als 5 - 7° bei Jugendlichen über 14 Jahren gelten als pathologisch [68].

#### 4.1.6 Auswirkungen auf das Gangbild

Die genannten Veränderungen wirken sich allesamt auf die Fußstatik und das Gangbild aus: Beim ersten Laufversuch zwischen dem neunten und zwölften Lebensmonat setzt das Kind den Fuß noch in Außenrotation und Abduktion auf, um einen sicheren seitlichen Stand zu haben. Dadurch verlagert sich das Lot des Körperschwerpunktes im Vergleich zum Erwachsenen nach medial über den ersten Strahl. Die verminderte Sicherheit in Laufrichtung gleicht das Kind aus, indem es „schnell läuft“, statt zu „gehen“ [91]. D’Amico [20] zufolge zwingt das noch unreife neuromuskuläre System den Laufanfänger zu dieser Überpronation, um eine größere Kontaktfläche mit dem Boden zu erlangen. Dadurch werden mehr plantare Propriozeptoren aktiviert und folglich die Stabilität und das Gleichgewicht des Kindes verbessert.



**Abbildung 4-12** Fußstellung beim Laufenlernen

Eine gegenteilige Darstellung bietet Anetzberger [3]. Ihm zufolge ruht das Gewicht beim Gehen auf dem Fußaußenrand, bedingt durch fehlende Malleolen-Außenrotation, O-Bein, Vorfußvarus und verstärkte Femurhalsanteversion [3,20]. Maier [68] beschreibt dies als „die pränatal gewonnene Stellung“, d.h. der Säugling hat ähnlich wie der Fetus und das Neugeborene die Fußsohlen einander zugewandt.

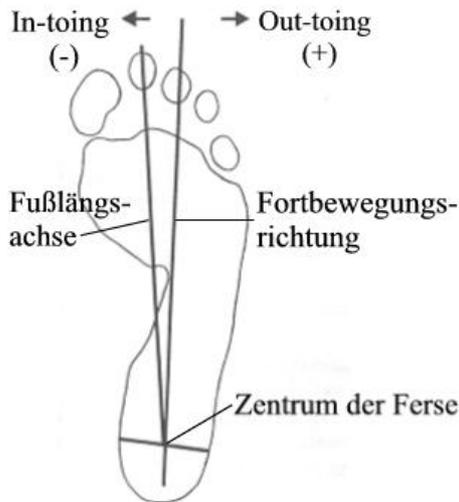
Mit zunehmender Laufsicherheit und im Zuge der oben beschriebenen Reifung der Achsenverhältnisse verliert sich die vermehrte Außenrotation von Fuß und Bein. Schon mit ca. drei Jahren wird der Gang wie beim Erwachsenen über die medialen Strahlen abgewickelt [91].

Häufig beobachtet man bei Kindern das sogenannte „In-toing“ („Zehen-nachinnen-Drehen“). Lösel [61] maß hierzu den „Foot Progression Angle“ (FPA) nach Staheli bei Kindern und Jugendlichen von vier bis 16 Jahren.

Dieser drückt den Winkel der Fußachse (Fersenmitte → zweite Zehe) zur Laufrichtung aus, wobei  $+7^\circ$  bis  $+8^\circ$  beim Erwachsenen als normal gelten. Kleinere Werte bedeuten, dass der Fuß nach innen gedreht aufgesetzt wird („In-toing“), analog bezeichnen größere Werte ein vermehrtes „Out-toing“.

Insgesamt stiegen die Werte im Altersverlauf an, von etwa  $3^\circ$  bei den Vierjährigen auf  $7^\circ$  bei den Sechzehnjährigen. Maier [68] begründet das „In-toing“ bei Kleinkindern mit der noch fehlenden Tibiatorsion, die für die Außenrotation der Malleolargabel sorgt. Die supinierte Stellung des Fußskeletts, die nach von Lanz [117] bei Neugeborenen besteht und sich erst allmählich im Kleinkindalter verliert, ist ebenso ein Grund für das „In-toing“. Fabry [32] konnte allerdings belegen, dass zu einer größeren Prozentzahl die gesteigerte Schenkelhals-

Anteversion für das Fußinnendrehen verantwortlich ist. „In-toing“ ist somit, zumindest bis zu einem bestimmten Grad, kein pathologischer Zustand, sondern eine physiologische Folge der kleinkindlichen Achsenverhältnissen.



**Abbildung 4-13** Foot Progression Angle FPA

In der Wachstumsphase ändert sich die gesamte Körperhaltung: Während der Säuglingszeit sind die Beine noch in den Hüft- und Kniegelenken gebeugt. Diese werden nun immer mehr gestreckt. Dazu trägt auch die Neigung des Tibiaplateaus bei, das beim Neugeborenen um ca.  $27^\circ$  nach dorsal abfällt. Bis zum Erwachsenenalter bildet sich diese Retroversion auf ca.  $4^\circ$  zurück [68]. Durch die beschriebene Aufrichtung und Streckung des Körpers wandert der Körperschwerpunkt von oberhalb und ventral des Bauchnabels in eine Position vor dem zweiten Sakralwirbel [127].

#### 4.1.7 Das kindliche Bindegewebe

Die übermäßige Beweglichkeit des Kinderfußes beruht auf seiner speziellen Bindegewebsbeschaffenheit. Im Säuglingsalter nimmt der Anteil an elastischen Fasern vor dem Kollagenfaseranteil zu, wobei die Kollagenfibrillen zunächst noch dünner sind und weniger Quervernetzungen aufweisen als beim Erwachsenen. Die Zugfestigkeit des adulten Bindegewebes ist an die Zahl dieser

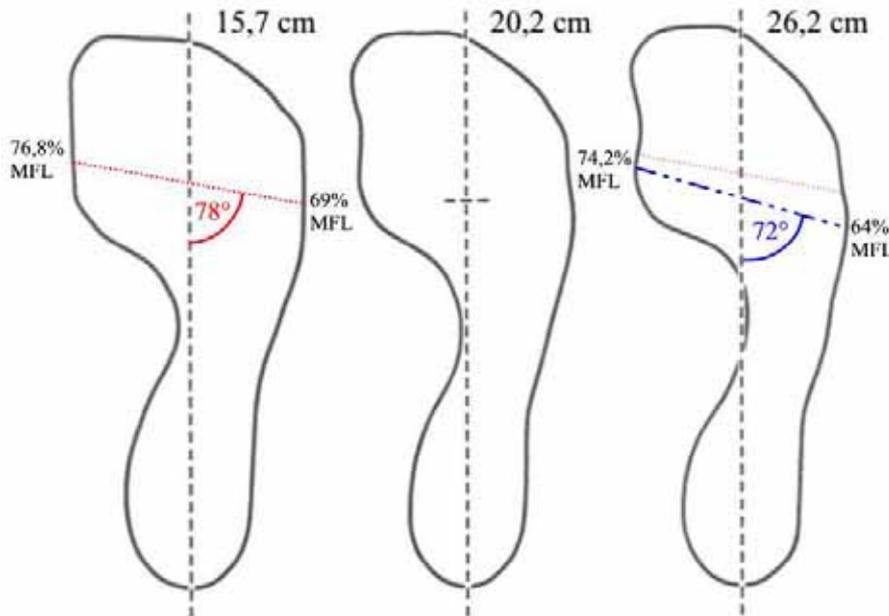
Quervernetzungen gebunden. Auch ist das kindliche Bindegewebe reicher an Wasser, Glykoproteinen und Proteoglykanen. Dadurch sind Sehnen, Bänder, Gelenkkapseln, Faszien etc. lockerer und werden erst mit dem Alter, wenn der Anteil der elastischen Fasern zugunsten der deutlich weniger dehnbaren Kollagenfasern abnimmt, straffer und zugfester. Es besteht also keine „Bindegewebsschwäche“, sondern eine physiologische Weichheit, welche die funktionelle Anpassung der Stütz- und Bewegungsorgane an den aufrechten Stand und Gang erleichtert [66,68]. D'Amico [20] bezeichnet eine vermehrte Bandlaxizität bis zum sechsten Lebensjahr als normal.

#### **4.1.8 Änderung der Länge, Breite und Proportionen**

In den ersten drei Lebensjahren wächst der Fuß sehr rasch, teilweise mehr als 2 mm pro Monat [36,81,121], abnehmend auf etwa 1 mm pro Monat bis zum fünften Lebensjahr [36]. In der Folgezeit beträgt das jährliche Längenwachstum bis zum Alter von zwölf Jahren zwischen 0,8 und 1 cm [2,17], unabhängig vom Geschlecht. Allerdings ist der Jungenfuß bei gegebenem Alter immer 2-3 mm [17,68] bzw. 1/3 Inch [36] länger und auch breiter. Ab dem achten Lebensjahr, entsprechend einer Fußlänge von 18 bis 20 cm, wird der Jungenfuß v.a. im Mittelfußbereich voluminöser. Nach dem 13. bis 14. Lebensjahr wachsen die Füße bei den Mädchen kaum noch, wohingegen die Jungenfüße bis zum 15. bzw. 16. Lebensjahr weiterwachsen [2,17]. Dabei korreliert die Körpergröße mit der Länge des Fußes. Bis zum Alter von 13 Jahren beträgt sie etwa 16 %, ab dann etwa 15 % der Körpergröße [2,22]. Bis etwa zum sechsten Lebensjahr halten sich Längen- und Breitenwachstum ungefähr die Waage, ab dann wächst der Fuß vermehrt in die Länge [22,36,104]. Unabhängig von Alter und Geschlecht nimmt der Fuß unter Belastung durch das Körpergewicht ca. 1,5 % an Länge bzw. 3-5 % an Breite zu [17].

Nicht nur die absolute Länge und Breite des Fußes ändert sich, auch seine Proportionen verschieben sich mit dem Wachstum. Durch den Abbau des Spitzzy-Fettpolsters wird der Fuß im Bereich des Längsgewölbes schmaler, ebenso nimmt der relative Umfang im Fußballenbereich (von 43 % auf 35 %)

und an der Ferse (von 29 % auf 23 %) mit zunehmender maximaler Fußlänge (MFL) ab. Da die Rückfußknochen ihr Wachstum vor den Metatarsalia und Phalangen einstellen, wächst der Fuß ab dem sechsten Lebensjahr mehr aus dem Vorfuß heraus. Dadurch verschiebt sich die MTPG-Achse in Richtung Ferse.



**Abbildung 4-14** Veränderung der Fußform und der MTPG-Achse mit Zunahme des Alters und der maximalen Fußlänge

Durch vermehrtes Wachstum der medialen Strukturen im Vergleich zum Fußaußenrand spitzt sich der Winkel der MTPG-Achse zur Längsachse des Fußes von 79° bei 12 cm MFL auf 72° beim ausgewachsenen Fuß zu. Gleichsinnig ändert sich die Form des Fußvorderrandes, der zu Beginn nahezu rechtwinklig zur Fußlängsachse ist, mit fortschreitendem Alter aber immer steiler nach außen abfällt [4,104].

Annähernd 100 % der Laufanfänger besitzen eine sog. „Ägyptische Fußform“, bei der die Großzehenspitze den vordersten Punkt bildet, gefolgt von der zweiten Zehe. Später zeigen etwa ein Viertel der Kinder eine „Griechische Form“, d.h. die zweite Zehe überragt die Großzehe in ihrer Länge.

### 4.1.9 Fußklima

Kinder haben physiologischer Weise einen Schweißfuß, der in acht Stunden etwa 20 g Feuchtigkeit abgibt [81]. Bromberg [11] stellte fest, dass die Schweißproduktion mit Alter und Fußgröße zunimmt, bezogen auf die Fußoberfläche jedoch konstant bleibt. Bei Geburt sind schon alle Schweißdrüsen am Fuß ausgebildet, deshalb muss die Einzeldrüse proportional zum Fußwachstum vermehrt sezernieren.

## 4.2 Entwicklung des Gangs

### 4.2.1 Der normale Gangzyklus [110]

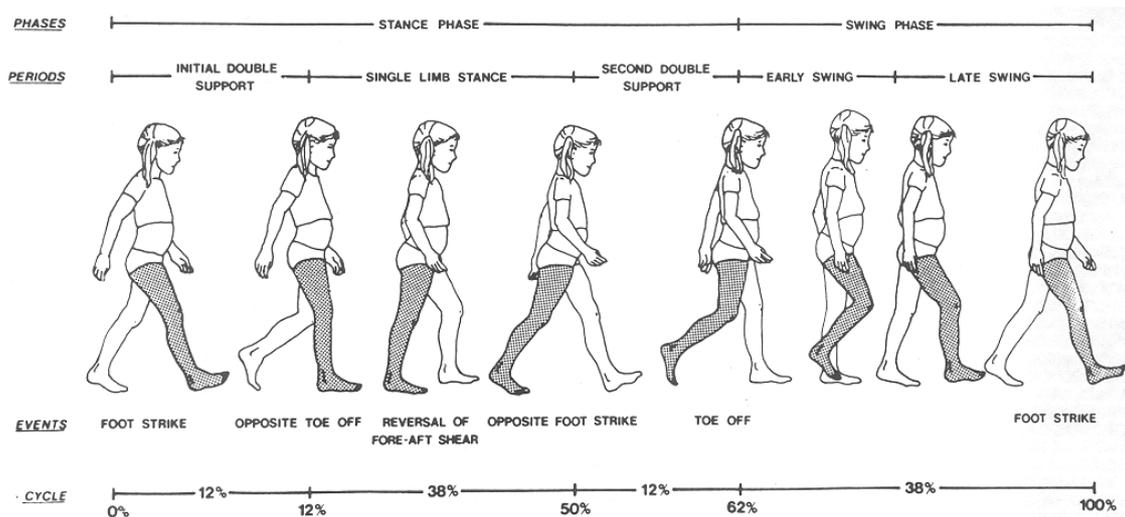


Abbildung 4-15 Der normale Gangzyklus

Beginn und Ende eines Gangzyklus sind jeweils durch den Bodenkontakt desselben Fußes definiert, der in der Regel mit der Ferse (heelstrike) zuerst erfolgt. Misst man beim Gehen die Strecke von einem definierten Punkt des einen Fußes zum identischen Punkt des anderen Fußes, dann erhält man die Schrittlänge (step length). Sie beträgt laut Wheelwright [124] immer etwa 43 % der Körpergröße, unabhängig von Alter oder Geschlecht. Analog dazu ist die Doppelschrittlänge (stride length) als Entfernung der identischen Punkte desselben Fußes definiert, also die Strecke, die innerhalb eines kompletten Gangzyklus zurückgelegt wird. Das Produkt aus Schrittlänge und Schritt-

frequenz (cadence) ergibt die Gehgeschwindigkeit (velocity). Ist diese frei wählbar, dann dauert ein Zyklus beim Erwachsenen durchschnittlich 1,06 min.. Der Gangzyklus lässt sich in mehrere Phasen unterteilen. Betrachtet man einen einzelnen Fuß, lassen sich Standphase (stance) und Schwungphase (swing) abgrenzen. Dabei beginnt die Standphase mit dem initialen Bodenkontakt (footstrike bzw. heelstrike) und endet, wenn sich die Zehen vom Boden abheben (toe off). Ihre Dauer macht beim Erwachsenen die ersten 62 % des Gangzyklus aus. Dementsprechend werden die restlichen 38 % als Schwungphase bezeichnet.

Die Standphase ist in weitere Abschnitte unterteilt: Die ersten 12 % werden als frühe Doppelabstützung (initial double support) bezeichnet. Ein reifes Gangbild zeichnet sich hier dadurch aus, dass das Sprunggelenk kurz vor dem Bodenkontakt in Neutral- bzw. leichter Plantarflexionsstellung gehalten wird. Die Hüfte ist leicht gebeugt, das Knie annähernd durchgestreckt. Sobald die Ferse den Boden berührt hat, verhindert die vordere Schienbeinmuskulatur eine zu schnelle Plantarflexion des Fußes, dem Schwung und der Schwerkraft folgend, und sorgt so für ein gleichmäßiges Abrollen. Durch Streckung der Hüfte und Beugung des Kniegelenks wird das Körpergewicht abgefangen und gleichzeitig der Körperschwerpunkt möglichst wenig ausgelenkt. Dabei bezeichnet man die Kniebeugung nach Bodenkontakt mit der darauf folgenden Kniestreckung als „knee flexion wave“, die ein wichtiger Parameter des reifen Ganges darstellt. Wird nun der Gegenfuß vom Boden abgehoben (opposite toe off), spricht man vom Einbeinstand (single limb stance), der die nächsten 38 % des Zyklus andauert, bis der Gegenfuß seine Schwungphase beendet hat und bei 50 % den Boden erneut berührt. Die erste Hälfte des Einbeinstandes wird genauer als Mittelstütz (midstance) bezeichnet. Wenn sich der Körperschwerpunkt kurzzeitig genau über dem Fuß befindet, kehrt sich die Wirkrichtung der Scherkräfte, die bisher nach vorne gerichtet war, nach hinten um (reversal of fore-aft shear) und leitet so die zweite Hälfte des Einbeinstandes ein, den Terminalstütz (terminal stance). Mit dem Bodenkontakt des Gegenfußes (opposite footstrike) beginnt die späte Doppelabstützung (second double support), die ebenso wie die frühe Doppelabstützung 12% des Zyklus dauert

und bei insgesamt 62% mit dem Zehenabheben des bisherigen Standbeines endet (toe off). Die restlichen 38% des Gangzyklus bezeichnen die Schwungphase (swing) des Beines. Die Hüftbeuger bewegen den Oberschenkel aktiv in Laufrichtung, und durch die Dorsalextension des Fußgelenkes wird ein Schleifenlassen der Fußspitze verhindert. Mit dem Bodenkontakt des Schwungbeins beginnt der Zyklus schließlich von neuem.

#### 4.2.2 Reifung der Kinematik

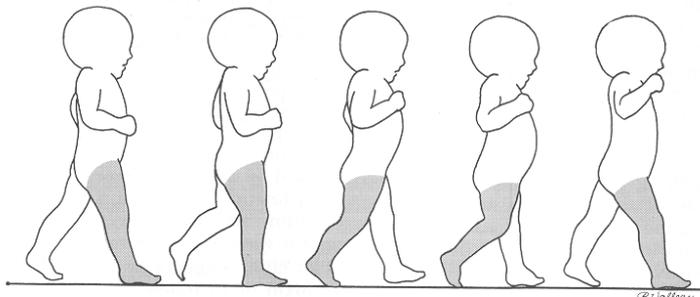
Das reife Gangbild wird hinsichtlich der Kinematik durch fünf Determinanten geprägt [108,109] :

- 1) Dauer des Einbeinstandes
- 2) Gehgeschwindigkeit
- 3) Schrittfrequenz
- 4) „step factor“ (Schrittlänge geteilt durch Beinlänge)
- 5) „pelvic span : ankle spread – ratio“ (Verhältnis von Beckenbreite zum seitlichen Abstand der Sprunggelenke)

Vor allem während der ersten zweieinhalb Lebensjahre, also etwa anderthalb „Laufjahre“, ändern sich diese Parameter rapide [108,109,110].

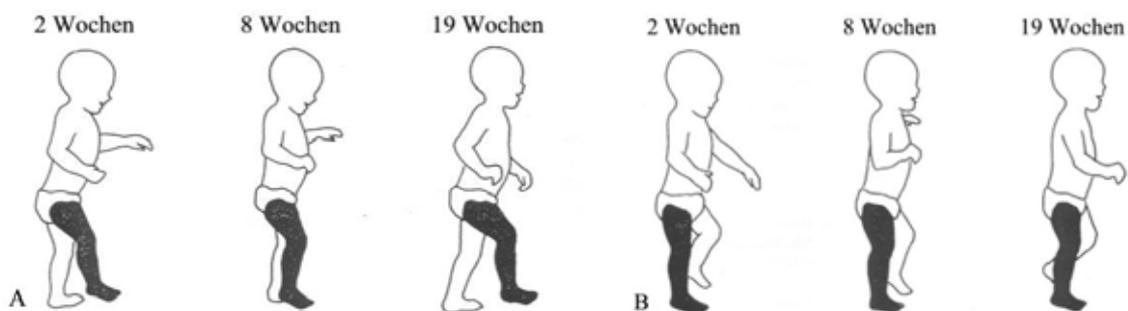
Den Denver-Entwicklungsskalen zufolge können ca. 90 % der 8,5 – 12 Monate alten Säuglinge mit Hilfe laufen, ebenso viele mit 12,5 bis 16 Monaten ohne Unterstützung. Bis zum 18. Lebensmonat können schließlich alle gesunden Kinder frei laufen [68]. Die ersten Gehversuche wirken „abgehackt“ und ungleichmäßig. Als Zeichen des noch gering ausgeprägten Gleichgewichtgefühls hält das Kind die Arme im Ellenbogen gebeugt seitlich vom Körper weg und setzt die Füße mit großem seitlichen Abstand auf („pelvic span : ankle spread – ratio“ kleiner als 1,5). Auch fehlt der gegengleiche Armschwung. Das Becken ist nach vorne geneigt, Hüfte, Femur und Tibia sind ständig leicht nach außen rotiert. Das Knie ist schon bei Bodenkontakt leicht gebeugt und bleibt dies auch während der Standphase, die „knee flexion wave“ ist noch nicht

ausgebildet. Dies liegt daran, dass die Reifung und Myelinisierung des ZNS von kranial nach kaudal erfolgt und deshalb Kraft und Koordination der Plantarflexoren noch nicht ausgereift sind [20,109]. Beim Erwachsenen wirken diese Muskeln während der Standphase der Vorwärtsrotation des Schienbeins relativ zum Sprungbein entgegen. Diese relative Schwäche und unreife Motorik der distalen Beinmuskulatur erklärt auch, warum der Laufanfänger die Fußspitze in der Schwungphase hängen lässt, dann beim Bodenkontakt den Fuß flach „aufklatscht“ oder gar zuerst mit dem Vorfuß den Boden berührt (fehlender heelstrike) und während der Standphase schließlich im Sprunggelenk vermehrt in Dorsalextension „sinkt“.



**Abbildung 4-16** Gangbild eines Laufanfängers

Im Vergleich zum Erwachsenen sind außerdem Gehgeschwindigkeit (0,60 m/s) und Schrittlänge geringer, die Schrittfrequenz (über 170/min.) ist jedoch deutlich höher. Der Einbeinstand macht ca. 33 % des Gangzyklus aus, die Doppelabstützung 34 %. So ist die Standphase mit 67 % deutlich länger als beim Erwachsenen, der Zyklus insgesamt mit 0,67 sek. aber wesentlich kürzer.



**Abbildung 4-17** Veränderung von (A) Schwungphase und (B) Stützphase mit zunehmender Lauferfahrung



und Gehgeschwindigkeit sich noch signifikant vom Erwachsenen unterscheiden, sieht die Mehrzahl der Autoren die Gangkinematik mit vier Jahren als ausgereift an [20,75,108,109,110,112]. Stefanyshyn [104] bezeichnet das Gangmuster mit zwei bis drei Lebensjahren als reif. Ab dann folge eher ein „Feintuning“, die Variabilität der Determinanten nehme ab und Ausweichbewegungen bzw. überschießende Bewegungsimpulse würden reduziert. Dagegen postuliert Burnett [13], dass schon mit zehn Monaten Lauferfahrung sämtliche Parameter des reifen Ganges ausgebildet seien.

### **4.2.3 Geschlechtsunterschiede in der Kinematik [104]**

Hierzu gibt es differierende Meinungen in der Literatur. Stefanyshyn [104] sieht präpubertär keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Gangkinematik. Erst dann zeigten die Mädchen eine um ca. 8 Schritte/min. höhere Frequenz. Ihre Gehgeschwindigkeit sei dennoch langsamer, da sie aufgrund ihrer weniger weit ausgreifenden Schritte einen niedrigeren Step-factor zeigten als ihre männlichen Altersgenossen. Diese kürzere Schrittlänge Sorge auch dafür, dass sich ihr Körperschwerpunkt weniger in der Vertikalen auf- und abbewegt. Dadurch sei ihr Laufstil ökonomischer. Dagegen fanden Greer et al. [37], dass sich das Bewegungsmuster von Mädchen und Jungen schon im Kleinkindalter unterscheidet. Die Jungen zeigten in ihrer Studie mehr Bewegungsausschläge in der Vertikalen („Federnder Gang“) und beugten das Kniegelenk zum Mittelstütz hin mehr als die Mädchen gleichen Alters.

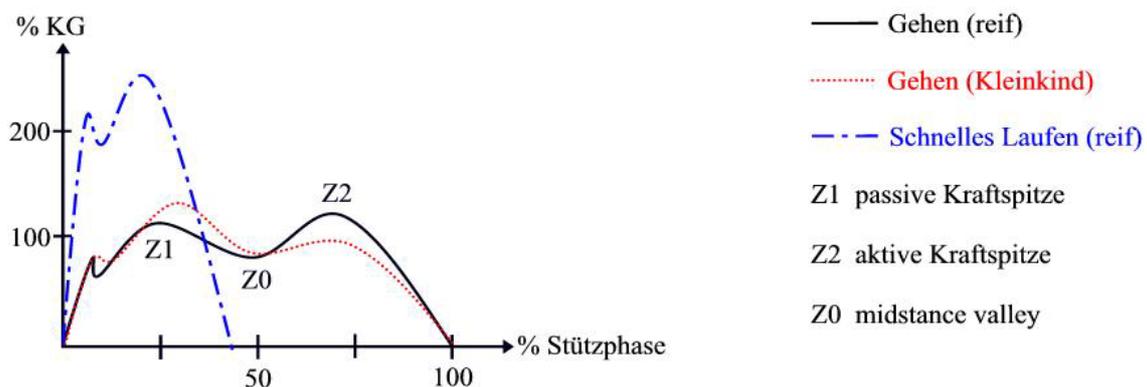
### **4.2.4 Reifung der Kinetik**

#### **4.2.4.1 Bodenreaktionskräfte [23,46,69,103]**

Die Bodenreaktionskräfte (syn.: ground reaction forces, GRF) lassen sich in drei Hauptkomponenten unterteilen: Vertikale, horizontale und transversale GRF. Die angegebenen Prozentzahlen des Körpergewichts beziehen sich hierbei auf Messungen beim Gehen mit normaler, frei wählbarer Geschwindigkeit.

## 1) Vertikale GRF

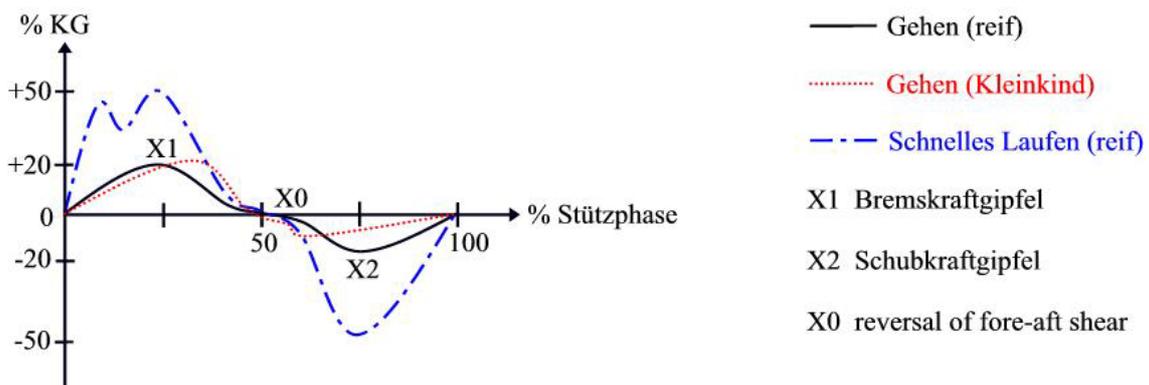
Die vertikale Kraftkomponente ist senkrecht zum Boden ausgerichtet und zeigt einen charakteristischen zweigipfligen Kurvenverlauf. Beim Bodenkontakt mit der Ferse steigt die Kurve zum ersten vertikalen Gipfel FZ1 (syn.: passive Kraftspitze, impact peak) an, der bei ca. 15 % des Gangzyklus das Körpergewicht um 10-15 % überschreitet. Dann fällt die Kurve auf 80 % des Körpergewichtes ab, wenn das Schwungbein das Standbein bei etwa 30-35 % des Gangzyklus passiert, entsprechend FZ0 (midstance valley). Der zweite vertikale Gipfel FZ2 (syn.: aktive Kraftspitze, second vertical peak) folgt bei 40-45 % des Gangzyklus und beträgt 115-120 % des Körpergewichtes. Er entsteht durch das Absinken des KSP bei der Gewichtsverlagerung auf das Gegenbein und durch das aktive Abstoßen vom Boden. Etwa 20 bis 50 ms nach dem Fersenauftritt kann vor dem ersten Gipfel eine kurze Spitze gemessen werden, deren Ausmaß stark vom getragenen Schuhwerk, Bodenbeschaffenheit, Körpergewicht und der Fortbewegungsgeschwindigkeit abhängt [23,59,69]. Beim schnelleren Laufen fällt diese Spitze zeitlich mit dem ersten Gipfel zusammen. Ebenso werden mit steigender Fortbewegungsgeschwindigkeit höhere Werte für passive und aktive Kraftspitze bis über das dreifache Körpergewicht erreicht [14,77,119].



**Abbildung 4-19** Vertikale Bodenreaktionskräfte

## 2) Horizontale GRF

Die horizontale (syn.: sagittale, anterior-posteriore, fore-aft shear) Kraftkomponente bezeichnet die Vektoren der Scherkräfte parallel zur Laufrichtung. Sie ist Ausdruck der Wanderung des KSP in der sagittalen Ebene. Beim Bodenkontakt entsteht durch die Trägheit des Körpers eine nach vorne gerichtete Schubkraft auf die Kraftmessplatte (entsprechend einer Bodenreaktionskraft entgegen der Laufrichtung). Dies drückt sich graphisch als Bremskraftgipfel FX1 aus (syn.: maximale Kraft entgegen der Bewegungsrichtung, initial fore-shear). Der KSP befindet sich zu diesem Zeitpunkt noch hinter dem Fuß, das Bein wird gegen die Laufrichtung „gestemmt“. Sobald der KSP sich genau senkrecht über der Fußebene befindet, treten kurzzeitig keine Scherkräfte in horizontaler Richtung auf: Die Kurve der horizontalen GRF schneidet die x-Achse im Punkt X0, und die Wirkrichtung der Scherkräfte beginnt sich umzukehren (reversal of fore-aft shear). Die nun folgende Verlagerung des KSP über das Standbein nach vorne erzeugt den zu FX1 gegenläufigen Schubkraftgipfel FX2 (syn.: maximale Kraft in Bewegungsrichtung, aft-shear). Beide Gipfel sind vom Betrag her mit ca. 20 % des Körpergewichts gleich groß; beim schnellen Laufen werden 50 bis 100 % erreicht [14,77].



**Abbildung 4-20** Horizontale Bodenreaktionskräfte

### 3) Transversale GRF

Die quer zur Bewegungsrichtung wirkenden transversalen (syn.: medio-lateralen) Bodenreaktionskräfte haben ein sehr viel weniger typisches Aussehen und sind auch vom Betrag her mit maximal 5-10 % des Körpergewichtes wesentlich kleiner. Sie drücken hauptsächlich die Korrekturkräfte aus, die den Körper bzw. den hin- und herpendelnden KSP im Gleichgewicht halten. Ihr Verlauf ist sehr uneinheitlich mit verschiedenen Maxima, was stark von Laufstil, Geschwindigkeit und Untergrund abhängt [73]. Im Idealfall werden sie nahezu null. Simpson et al. [97] konnten zeigen, dass ein vermehrtes „Out-toing“ verglichen mit „In-toing“ bzw. neutraler Fußstellung in der Stützphase signifikant größere Kurvenausschläge mit sich bringt.

In der Literatur herrscht Einigkeit darüber, dass die Kinetik, insbesondere die GRF, länger zur Reife benötigt als die restlichen Gangparameter.

Sutherland [110] postulierte 1992, dass sich das midstance valley ab dem zweiten Lebensjahr deutlicher ausbildet, ebenso wie die aktive Kraftspitze erst über sieben Jahren vom Betrag her das Körpergewicht überschreitet. Bis dahin setzen die Kinder noch vermehrt ihre Hüftstrecker statt der Plantarflektoren des Sprunggelenks zur Erzeugung eines Vorwärtsimpulses ein, entsprechend einem kraniokaudal fortschreitenden neuromuskulären Reifungsmuster. Mit acht Jahren entspricht Cupp et al. [19] zufolge das Plantarflektionsmoment im Sprunggelenk dem des Erwachsenen.

Takegami [113] fand eine Höhenzunahme der aktiven Kraftspitze FZ2 bis zum achten Lebensjahr. Solange dauerte es auch, bis die horizontalen GRF adulte Werte erreicht hatten, insbesondere der Schubkraftgipfel FX2. Diese Zunahme von FZ2 und FX2 mit dem Alter bewertete der Autor als Zeichen der Plantarflektorenreifung. Weiterhin zeigte sich dieser Studie, dass die Dauer bis zum Bremskraftgipfel FX1 und bis zur passiven Kraftspitze FZ1 mit fortschreitendem Alter der Kinder linear abnahm, der Schubkraftgipfel FX2 dagegen zu einem späteren Zeitpunkt auftrat. Der Autor führte dies auf die bessere Kontrolle der heranreifenden Kinder über ihre Sprunggelenks-Dorsalextensoren zurück, die für eine geschmeidigere Landung sorgten. Auch die seitlichen Scherkräfte

nahmen als Ausdruck eines verbesserten Gleichgewichts bis zum siebten Lebensjahr ab, um dann konstant zu bleiben.

Beck [6] zufolge beträgt FX1 mit einem Lebensjahr 24 %, FZ1 137 % des Körpergewichts. Beide Werte nehmen bis zum fünften Lebensjahr auf 20 % bzw. 113 % ab, was den erwachsenen Bodenreaktionskräften entspricht.

Über die Entwicklung der GRF bei schnelleren Geschwindigkeiten gibt es nur sehr wenig Literatur. Stansfield [103] untersuchte die Bodenreaktionskräfte in einer Longitudinalstudie ab dem Alter von fünf Jahren. Dabei stellte er fest, dass sich die Bodenreaktionskräfte mit zunehmendem Alter kaum mehr änderten, aber stark von der genormten, in Relation zur Körpergröße gesetzten Geschwindigkeit abhingen: FZ1 nahm mit steigender genormter Geschwindigkeit signifikant zu, FZ0 dagegen ab. Ebenso stiegen FX1 und FX2 kontinuierlich an. Keine signifikanten Änderungen zeigten sich bei der aktiven Kraftspitze FZ2.

Die Entwicklung der vertikalen GRF beim schnellen Laufen beschreibt Stefanyshyn [104]: Demnach beträgt bei vierjährigen Kindern der erste vertikale Gipfel FZ1 noch das 3,9-fache des Körpergewichts. Bei den Sechsjährigen fällt dieser Wert auf das 3,4-fache, was immer noch deutlich höher ist als die adulten Werte von 2-2,5 x Körpergewicht. Der zweite vertikale Gipfel FZ2 entspricht dagegen mit 2,5-3-fachem Körpergewicht schon sehr bald der erwachsenen Norm. Der Autor begründet diese vermehrte Belastung beim Bodenkontakt als notwendigen Reiz für die Skelettreifung der heranwachsenden Kinder.

Ob die Bodenreaktionskräfte sich bei beiden Geschlechtern gleich entwickeln oder ob es Unterschiede gibt, untersuchte Greer [37] 1989 an 18 Kindern im Alter von drei bis vier Jahren, wobei die Geschwindigkeit frei wählbar war. Bei gleichen Werten für FZ1 und FZ2 zeigten die Jungen einen geringeren FZ0-Wert als die Mädchen, entsprechend dem oben beschriebenen „federnden“ Gang (siehe 4.2.4.). Auch die Seitscherkräfte sowie FX1 waren bei den männlichen Probanden signifikant größer.

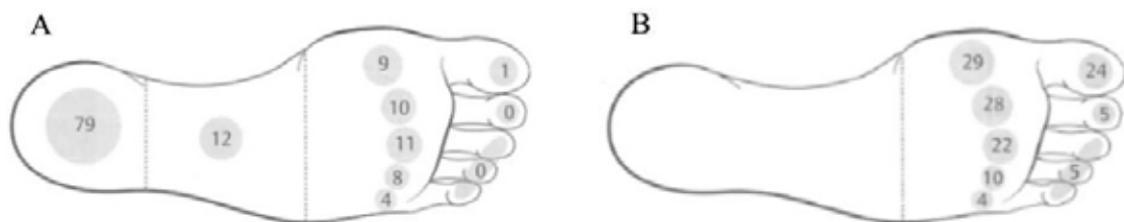
Somit lässt sich zusammenfassen, dass die Bodenreaktionskräfte beim Gehen mit frei wählbarer Geschwindigkeit mit fünf bis sieben Jahren als reif betrachtet

werden können [6,19,75,80,103,113]. Für das schnelle Laufen wird ein reifes GRF-Muster zeitlich erst später erreicht [77,104].

#### 4.2.4.2 Plantare Druckverteilung

Die plantare Druckverteilung wird heute hauptsächlich anhand von Bodenplattformen (z.B. EMED-SF-Plattform) oder Einlegesohlen im Schuh (z.B. Parotec-System) gemessen. Dazu wird der Fuß von den meisten Autoren in folgende Flächenelemente eingeteilt, die anatomischen Strukturen zugeordnet sind: Großzehe, Metatarsaleköpfchen (MTK) I-V, medialer und lateraler Mittelfuß, mediale und laterale Ferse.

Der fußgesunde Erwachsene zeigt sowohl beim barfüßigen Gehen, als auch im beidbeinigen Stand eine „Zweipunktunterstützung“. Nur der unbelastete Fuß lässt eine Querwölbung erkennen. Bereits bei geringer Belastung treten alle MTK gegen den Boden. Beim Stehen und während der ersten Hälfte des Gangzyklus werden im Vorfußbereich die zentralen MTK am meisten belastet, dann folgen MTK I und MTK V. Im Rückfußbereich wird die Ferse medial etwas mehr als lateral belastet. Mit der Abstoßphase wandert die Hauptlast auf die medialen Fußstrahlen und die Großzehe [1,8,15,23,40,41,46,98].



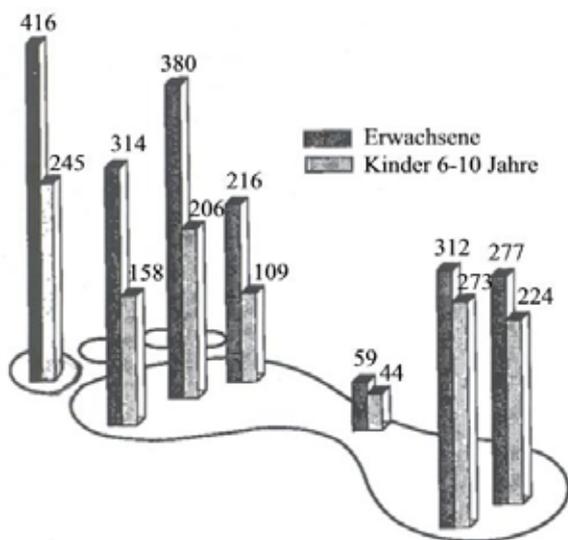
**Abbildung 4-21** Druckverteilung [% KG] während der passiven (A) und aktiven (B) Kraftspitze

Verglichen mit der Druckverteilung bei Erwachsenen fallen im Kindesalter einige Unterschiede auf, die durch den Reifungsprozess der Fußstrukturen und Achsenverhältnisse sowie die noch fehlende Lauferfahrung bedingt sind. Stefanyshyn [4] zufolge sorgt im Kleinkindalter das geschmeidigere, leichter verformbare Fußgewebe für eine breitere Bodenkontaktfläche. Dementsprechend sind die Spitzendrücke relativ niedriger und die Belastung des

Mittelfußes relativ höher als beim Erwachsenen [42]. Wenn das Kleinkind sich das erste Mal in den Stand aufrichtet, dann belastet es den Vorfuß, insbesondere der Bereich unter MTK I, mehr als den Rückfußbereich. Mit den ersten Gehversuchen verschiebt sich die Hauptbelastungszone des Vorfußes. Die ersten drei MTK werden nun annähernd gleichmäßig belastet. Anderthalb Jahre später ruht die Hauptlast des nunmehr dreijährigen Kindes auf dem Rückfußbereich und MTK II bzw. III [78]. Kellis et al. [51] fanden im Alter von 2,8-3,6 Jahren maximale Werte für die Ferse, gefolgt von der Großzehe. Unter dem Vorfußbereich nahmen die Drücke von MTK I nach außen hin ab.

Nachdem um das fünfte Lebensjahr die Druckmaxima unter der Ferse und unter MTK II-IV liegen, ist das plantare Druckverteilungsmuster seinem adulten Vorbild schon sehr ähnlich [1,78].

Hennig et al. [43] verglichen 1994 ein großes Kollektiv von Kindern zwischen sechs und zehn Lebensjahren mit einer aus Erwachsenen bestehenden Kontrollgruppe und bestimmten die Druckverteilung unter dem Fuß beim langsamen ( $v = 1 \text{ m/s}$ ) barfüßigen Gehen.



**Abbildung 4-22** Spitzendrücke [kPa] während barfüßigem Gehen

Trotz niedrigerem Körpergewicht hatten die Kinder annähernd gleiche Spitzendrücke unter der Ferse, jedoch für den Vorfußbereich nur 40 bis 50 % der erwachsenen Vergleichswerte. Hingegen war das Muster der Druckverteilung

bis auf kleine Abweichungen für alle Altersgruppen identisch, unabhängig vom Geschlecht. Die jüngste Gruppe (sechs bis sieben Jahre) zeigte relativ größere Druckspitzen unter dem lateralen Vorfuß und der medialen Ferse. Die Autoren schreiben diese Unterschiede zum einen dem physiologischen Genu valgum in diesem Alter zu, welches zu einer verstärkten Pronation der Ferse führt, zum anderen führen sie die Hypermobilität des ersten Strahles an, wodurch MTK I relativ weniger belastet wird. Mit steigendem Körpergewicht stiegen auch die Maximaldrücke unter allen Fußregionen an.

In einer ähnlichen Studie fanden Menkveld et al. [70] im Gegensatz zu Hennig [43] bei den Kindern eine vermehrte Belastung der lateralen Ferse. Zusätzlich untersuchten sie den zeitlichen Ablauf der Fußbelastung. Danach wandert die Hauptbelastungszone des Fußes von der Ferse über den lateralen Mittelfuß in Richtung mediale MTK, analog zu den Ausführungen von Mann [69]. Sowohl die Kinder, als auch die Erwachsenen rollten dabei den Vorfuß von lateral nach medial ab, wobei die Kinder dies in kürzerer Zeit vollführten, entsprechend einem flacheren Vorfußaufsatz. Der zeitliche Abstand der Druckspitzen von MTK I und Großzehe als Maß für die Propulsion zeigte wiederum keinen signifikanten Unterschied. Aus diesen Ergebnissen schlussfolgern die Autoren, dass bezüglich der plantaren Druckverteilung auch nach dem siebten Lebensjahr noch subtile Veränderungen stattfinden.

Die Annahme, dass es sich bei den gemessenen plantaren Druckmustern tatsächlich um die Norm des gesunden Fußes handelt, stellt Maier in seinem Buch „Kinderfuß und Kinderschuh“ [68] in Frage. Ihm zufolge wickelt der gesund ausgereifte Fuß den Gang über den medialen Strahl und mit kräftigem Einsatz aller Zehen ab, ohne dass sich die MTK II-V zu deutlich abzeichnen. Bilden sich dort Schwielen unter dem Vorfuß, sieht er dies als Merkmal eines Spreizfußes an, bei dem die Querwölbung verstrichen ist und die zentralen MTK unter das Niveau von MTK I und V treten, mit der Folge einer vermehrten Belastung in diesem Bereich. Da jedoch die Leistungsfähigkeit dieser Füße lange Zeit völlig unbeeinträchtigt ist, werden sie Maier zufolge nicht als krankhaft angesehen, sondern im Gegenteil sogar als normal betrachtet. Dies belegt er mit Zahlen der Deutschen Sporthochschule Köln, wo 1984 im Rahmen

einer Untersuchung 69% der Sportstudenten Spreizfußmerkmale aufwiesen. Ein plantares Druckverteilungsmuster mit Maxima unter MTK II-IV und analoger Beschwiellung entspräche demnach nicht der gesunden, sondern einer fußkranken Norm, und die Verschiebung der Vorfußbelastung beim Kleinkind in Richtung der zentralen MTK wäre als beginnende Fußschädigung zu deuten. Als Ursache sieht der Autor das Tragen von zu weiten oder zu kurzen Schuhen (siehe 4.3.2.4).

### **4.3 Bedeutung für die Schuhversorgung**

#### **4.3.1 Allgemeine Anforderungen an einen Kinderschuh**

Wie oben dargestellt wurde, finden die grundlegenden Reifungs- und Formgebungsprozesse des Fußes und der Beinachsen in der Kleinkindzeit statt. Maier [68] bezeichnet diesen Zeitraum von der Aufrichtung des Kindes bis etwa zu seinem sechsten Lebensjahr auch als „sensible Phase des Gestaltwandels und Laufenlernens, in der genetische Einflüsse offenbar gegenüber umweltbedingten zurücktreten“. Gerade jetzt kann ein schlecht passender oder funktionell unzureichender Schuh dem Kinderfuß dauerhaften Schaden zufügen [63]. Deshalb darf ein Kinderschuh besonders im Kleinkindalter, aber auch in der Wachstumszeit darüber hinaus, nicht einfach eine Miniaturausgabe eines Erwachsenen schuhs sein. Vielmehr stellt die kindliche Fußmorphologie und Biomechanik spezifische Anforderungen an Aufbau, Form und Materialeigenschaften des Schuhwerks, die im folgenden unter besonderer Berücksichtigung des Aspektes „Sport“ erörtert sind.

#### **4.3.2 Spezifische Anforderungen**

##### **4.3.2.1 Material**

Bei der Wahl eines geeigneten Materials gilt es zu beachten, dass Kinderfüße (physiologisch) generell mehr schwitzen als dies bei Erwachsenen der Fall ist

[62]. Vor allem im Kleinkindalter neigen die Füße zu einer vermehrten Schweißsekretion [81].

Der Kinderfuß gibt etwa 20 g Flüssigkeit in acht Stunden ab [57,81]. Bei starker sportlicher Betätigung kann dieser Wert noch deutlich ansteigen. Bestimmte synthetische Materialien oder gar Gummi, die den Fuß „luftdicht“ von der Außenwelt abschotten, würden die Schweißbildung weiter verstärken und ein „feuchtes Milieu“ schaffen. Durch die Mazeration der Haut wird ihre Barrierefunktion vermindert und so Pilzkrankungen und anderen Infektionen der Weg geebnet. Deswegen sind solche Materialien schon allein aus hygienischen Gründen abzulehnen [99,102]. Das Schaftmaterial muss die innen anfallende Flüssigkeit aufnehmen und zumindest teilweise nach außen abgeben können. Von außen sollte der Schuh dagegen möglichst wasserdicht sein [52,57,62].

Einstimmig wird in der Literatur das Leder als das beste Material für Futter, Deckbrandsohle und Obermaterial angegeben [52,57,81,99,102], wobei neue synthetische Stoffe wie Goretex oder ClimaCool in den letzten Jahren deutliche Verbesserungen gebracht haben.

Das ideale Material für einen Kinderschuh zeichnet sich also durch optimale Isolationseigenschaften, Atmungsaktivität, Hautfreundlichkeit und Strapazierfähigkeit aus. Des weiteren ist besonders für Kindersportschuhe ein möglichst geringes Gewicht erstrebenswert, um günstige energetische Voraussetzungen für die sportlichen Aktivitäten zu schaffen.

#### **4.3.2.2 Dämpfung**

Stüssi et al. [107] haben Dämpfung als „Vernichtung von kinetischer Energie“ definiert. Dabei soll vor allem die kurzzeitige Kraftspitze der vertikalen GRF (siehe 4.2.4.1) vermindert werden, die bei barfüßigem Gang beim primären Fersen-Boden-Kontakt auf hartem Boden auftritt [59]. Ab einer gewissen Fortbewegungsgeschwindigkeit fällt sie, wie oben beschrieben, mit dem ersten vertikalen Gipfel zusammen. Die Kraftänderung erfolgt dann so schnell, dass eine aktive neuromuskuläre Kontrolle der Bewegung nicht möglich ist [74]. Das Ausmaß dieser Stoßerschütterung wird ursächlich für eine Reihe von Über-

lastungsschäden am Bewegungsapparat verantwortlich gemacht, wie z.B. Ermüdungsfrakturen, Insertionstendinosen oder Knorpelschädigungen [94].

Ab wann benötigt ein Kinderschuh spezielle Dämpfungseigenschaften, und wie stark müssen diese ausgeprägt sein? Um diese Frage befriedigend beantworten zu können, müssen mehrere Faktoren bedacht werden.

Zunächst einmal hängt das Ausmaß der nötigen Dämpfung vom Alter des Kindes ab. Ein Säugling oder Laufanfänger benötigt den Schuh lediglich als Schutz vor Witterungseinflüssen oder Verletzungen; Dämpfung ist zu diesem Zeitpunkt nicht erforderlich [58]. Wenn die Kinder beginnen, regelmäßig Sport zu treiben, sei es im Verein oder in der Schule, werden gänzlich andere Anforderungen an die Dämpfungseigenschaften der Schuhe gestellt, da sportliche Belastung und Leistungsfähigkeit ansteigen [60].

Ein weiterer Faktor ist der Bodenbelag. Beispielsweise sind die gängigen Turnhallenböden für Kinderfüße zu hart beschaffen, da sie in erster Linie für die Biomechanik und das Gewicht von Erwachsenen ausgelegt sind und so der geringeren Körpermasse der Kinder keine ausreichende Dämpfungswirkung bieten können [99]. Kristen [57] stellt fest, dass heutzutage vorwiegend statische Belastungen auf unnatürlich hartem Boden einen meist ungenügend trainierten Fuß treffen. Deshalb fordert er eine gewisse Unterstützung für den gesunden Kinderfuß, um diesen vor Belastungen schützen zu können, ohne jedoch eine genaue Altersangabe zu liefern. Auf natürlichem Boden hält er dies für nicht notwendig, da dort die aktive Muskelarbeit im Vordergrund stünde. Dagegen führe die sportliche Laufbelastung auf harten Böden ohne gedämpfte Schuhe früher oder später fast immer zu Verletzungen, insbesondere Überlastungsschäden [85]. Auf der anderen Seite kann jedoch ein Übermaß an Dämpfung die plantare Sensibilität und Propriozeption stören und somit in neuronale Regelkreise eingreifen [119]. Die sehr effizienten, unwillkürlich ablaufenden körpereigenen Dämpfungsmechanismen, wie z.B. reflektorische Knie- und Hüftbeugung oder die Arbeit der kleinen Fußmuskeln [125], funktionieren dann weniger gut, der Körper „erspürt“ die erhöhte Belastung nicht mehr [86]. Trotz stärker gedämpfter Schuhe entstehen nachweisbar höhere passive Kraftspitzen, die zu einer vermehrten Verletzungshäufigkeit führen [84,94].

Gerade im Wachstumsalter ist es von entscheidender Bedeutung, ein ausreichendes Maß an Funktionsreizen und Beanspruchung möglichst unverfälscht an Muskulatur, Knochen, Knorpel und Bändern zu übermitteln, um der korrekten Entwicklung und Belastungsanpassung des Bewegungsapparates nicht im Wege zu stehen oder das Wachstum gar in eine falsche Richtung zu lenken [9,93,104,106]. Messungen der Bodenreaktionskräfte (siehe 4.2.4.1) unterstützen diese These. Kleinkinder zeigen mindestens bis zum fünften Lebensjahr beim Gehen ohne Schuhe eine relativ höhere passive Kraftspitze als Erwachsene [6]. Beim schnellen Laufen beträgt dieser Wert im Alter von sechs Jahren das 3,4-fache Körpergewicht. Erwachsene erreichen im Vergleich nur 2,0 bis 2,5 x Körpergewicht [104]. Eine höhere Belastung der reifenden Fußstrukturen scheint demnach von der Natur beabsichtigt und sollte nicht durch Dämpfungselemente des Schuhs übermäßig reduziert werden. Allerdings sind minimale bzw. optimale Beanspruchung sowohl für Kinder, als auch für Erwachsene in Ausmaß und zeitlicher Dimension weniger gut bekannt als die kritischen Belastungen, die zum direkten Trauma wie z.B. zum Knochenbruch führen [106].

Neben dem Alter und der Beschaffenheit des Untergrundes beeinflussen auch das Körpergewicht und selbstverständlich, wenn nicht sogar entscheidend, die gewählte Sportart das Ausmaß der nötigen Dämpfung [59].

#### **4.3.2.3 Stabilität – Flexibilität**

Ein Zitat von Erne Maier [62] beschreibt sehr gut die Anforderungen an einen Lauflernschuh: „Lauflernschuhe sind solche, die das Laufen so wenig wie möglich behindern. Die Fußsohle muss beweglich sein, und auf Stützmittel sollte verzichtet werden. Die Schuhe sollten den Fuß auf der Straße schützen.“. Die Bezeichnung „Lauflernschuhe“ impliziert nicht, dass Kinder durch diese Schuhe das Laufen lernen. Sie sollen dem reifenden Kinderfuß durch flexible und torsionsweiche Gestaltung möglichst viel Bewegungsfreiheit lassen [129]. Dieser Forderung schließen sich nahezu alle Autoren an [9,57,58,62,64,65,68,102,114]. Wie in 4.1.3 und 4.1.6 ausgeführt, gibt der Säuglingsfuß seine

supinatorische Ruhehaltung auf, indem der Rückfuß sich aufrichtet und der Vorfuß durch eine Pronationsbewegung plan auf dem Untergrund zu liegen kommt. Diese Fähigkeit des Fußes zur Torsion ist wesentlich für seine normale Funktion und für die Ausbildung der Längswölbungen. Zu dicke oder zu starre Sohlen würden durch ihre Hebelwirkung diese Torsion behindern und das Wachstum in die falsche Richtung lenken [67,68].

Kristen [59] zufolge wäre der beste Kinderschuh jener, welcher den Barfußgang auf natürlichem Boden nachempfindet. Beim barfüßigen schnellen Laufen fanden Stacoff et al. [100] verglichen mit Laufen in verschiedenen Turnschuhmodellen immer die geringste Pronation des Rückfußes und die meiste Torsion im Mittelfußbereich. Auch knickt der Fuß in der Abstoßphase ohne Schuhe am wenigsten in Supination [75]. Deshalb sollte der Kinderschuh einerseits festen Halt bieten, andererseits darf er aber die Pronation des Vorfußes nicht behindern und muss die Torsion um die Längsachse erlauben [57,58]. Der Schuh soll den natürlichen Bewegungen des Fußes folgen und nicht umgekehrt [65].

Für Kleinkinder wird häufig eine stabile Rückfußführung gefordert [57,59,88,102]. Dies kann z.B. durch eine hochgezogene Achillessehnenlasche oder einen Einschnitt in diesem Bereich erfolgen [88], verstärkt durch eine stabile Fersenkappe, wobei darauf geachtet werden sollte, dass die Ränder nicht zu unflexibel werden [59]. Im WMS-Bereich (siehe 4.3.2.4) sind die meisten Lauflernschuhe als Stiefelchen angelegt. Dies soll verhindern, dass der Fuß in den Zehenraum rutscht oder gar beim Laufen aus dem Schuh herausgleitet [102,129]. Für zusätzliche Stabilität kann der Verschluss sorgen, wenn er im 35°-45°-Winkel zum Boden angebracht ist [57]. Er sollte so gestaltet sein, dass der Fuß in Rist und Ferse fixiert wird [58]. Ein Klettverschluss ist dabei besser geeignet als eine herkömmliche Schnürung, da er für die Kinder leichter bedienbar ist und ein gleichmäßiges und sicheres Schließverhalten garantiert, ohne dass die Schnürsenkel zur Stolperfalle werden können [58,88,99].

Trotz Stabilisierung müssen Sprunggelenk und Zehengrundgelenke in ihren Hauptbewegungsachsen frei beweglich sein [58]. Hier gilt es bei der Sohlenkonstruktion zu beachten, dass die natürliche Fußbewegung kein gleichmäßiges Abrollen, sondern ein isoliertes scharfes „Abknicken“ in den

Metatarsophalangealgelenken (MTPG) ist [88]. Auch verschiebt sich die MTPG-Achse mit fortschreitendem Fußwachstum in Richtung Ferse und der Winkel zur Senkrechten spitzt sich zu, von etwa 79° bei einer Fußlänge von 12,6 cm auf 72° beim ausgewachsenen Fuß (siehe 4.1.8) [4]. Die Flexionslinie der Schuhsohle muss deshalb so genau wie möglich mit der Lage der MTPG-Achse übereinstimmen. Eine falsche Lage würde nicht nur zu einer unphysiologischen Biegebeanspruchung des Fußes mit Überdehnung von Muskeln, Sehnen und Bändern führen [7,58,65,79], sondern auch für vermehrten Schub des Fußes im Schuh sorgen [57].

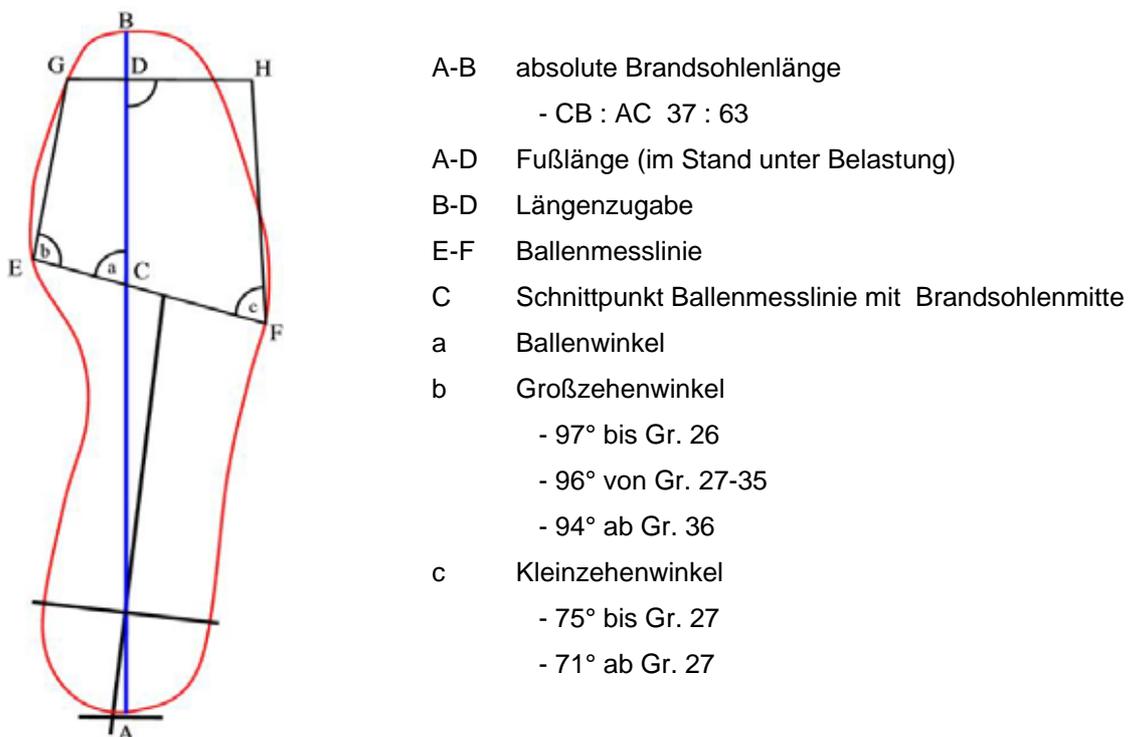
Ab dem Schulalter nimmt das Bindegewebe an Festigkeit zu, die Fußbeweglichkeit wird dadurch deutlich geringer [54]. Die Flexibilität der Schuh(-sohle) kann mit Anstieg des Körpergewichts und der sportlichen Leistungsfähigkeit und Belastung langsam an das Niveau der Erwachsenenschuhe angeglichen werden. Wie auch bei der Dämpfung bestimmt die Sportart, in welcher der Schuh zum Einsatz kommen soll, ganz wesentlich das Ausmaß der nötigen Flexibilität und Stabilität [66,81]. Solange Kinder noch nicht aktiv eine bestimmte Sportart betreiben, wird ein robuster, vielseitiger „Allroundschuh“ ihrem Spieltrieb und Bewegungsdrang am besten gerecht [102]. Ob dieser von einem Sportschuhhersteller oder von anderen Kinderschuhherstellern gefertigt wird, spielt keine Rolle, die funktionellen Anforderungen sind jeweils die gleichen.

#### **4.3.2.4 Form**

1956 wurden umfangreiche Messungen zur Kinderschuhversorgung in Deutschland und der Schweiz durchgeführt. Dabei wurden erhebliche Mängel aufgedeckt, denn 85 % der Kinder erhielten damals Schuhe, die in Länge oder Weite nicht optimal passten. Um der großen Variationsbreite der kindlichen Fußformen wirklich ausreichend Rechnung tragen zu können, wurde 1960 der Arbeitskreis Kinderschuh als ein Zusammenschluss verschiedener Kinderschuhfabrikanten gegründet. Unter der Bezeichnung „aka 64“, später in WMS umbenannt, wurden bis heute gültige Richtlinien für die Herstellung von Kinder-

schuhen aufgestellt. Ziel war und ist es, möglichst viele Kinderfüße mit passenden Schuhen versorgen zu können. Für jede Schuhgröße werden im WMS-System drei Weiten angeboten: W(eit), M(ittel), S(chmal) [68,120].

Da sich die Fußproportionen mit dem Wachstum ändern, muss sich die Form des Schuhs nach den anatomischen Besonderheiten der verschiedenen Altersstufen richten (siehe 4.1.8) [27]. Kleinkinder haben einen relativ breiten und voluminösen Fuß. Staheli [102] fordert deshalb einen eher quadratisch geformten Schuh. Ein vorne allzu spitz zulaufender Schuh würde seitlichen Druck auf den Vorfuß ausüben und so Zehenfehlstellungen wie Hallux valgus oder Digitus quintus varus provozieren [26,68,114,126].

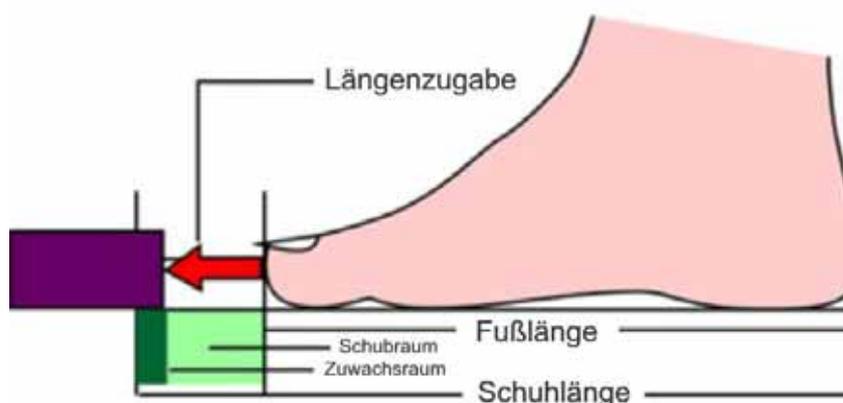


**Abbildung 4-23** WMS-Brandsohlen-Konstruktionsschema

Deswegen sind in den WMS-Richtlinien Mindestwinkelmaße für Groß- und Kleinzehenbereich festgelegt [129]. Die Zehenbox muss breit und hoch genug sein, um den Zehen Bewegungsspielraum zu lassen [22,57,58,64,68,102,129]. Mit zunehmendem Alter wird der Fuß im Ballen-, Mittelfuß- und Fersenbereich

relativ schmaler. Die Lage der MTPG-Achse und die Form des Fußvorderendes ändern sich, da der Fuß medialseitig mehr als lateral und im Vorfußbereich mehr als im Mittel- und Rückfußbereich wächst [4]. Daran orientieren sich die WMS-Richtlinien, welche eine Unterteilung für Vorfuß zu Mittel- und Rückfuß im Verhältnis von 37:63 mit einem nach innen offenen Winkel von 74° vorsehen [68,129]. Bei Nicht-WMS-Schuhen werden diese 37 % Vorfußlänge oft erheblich unterschritten. Dadurch wirken die Schuhe „püppchenhafter“ und dadurch ansprechender [68].

Weiterhin sind Längensprung, Weitensprung sowie Längenzugabe geregelt. Als Zugabe bezeichnen Schuhfachleute, um wie viel der Schuh vor den Zehen länger ist als der Fuß [129]. Sie setzt sich aus 6 mm Schubraum und einem variablen Zuwachsraum zusammen und soll verhindern, dass die Zehen beim Abrollen vorne gestaucht werden. Bei Schuhgröße 18 (was einer Brandsohlenlänge von 12 cm und somit der kleinsten im WMS-System erhältlichen Größe entspricht) beträgt die Zugabe 9 mm, bei Größe 24 12 mm, und 15 mm bei Größe 31 [57,68].



**Abbildung 4-24** Längenzugabe

Das führende Maß beim Anpassen der Schuhe ist die Weite, da sie den Sitz am Fuß bestimmt und verhindert, dass der Fuß beim Abrollen nach vorne in die Schuhspitze hineinrutscht [58,68,114,129]. Eine alte Schuhmacherregel besagt treffend: „Lieber länger und in der Weite schwächer“ [55,68]. Gerade beim Sport, wo ungleich größere Kräfte auf den Fuß einwirken und extremere Gelenkwinkel eingenommen werden als beim normalen Gehen, muss der

Schuh gut sitzen. Denn die Stauchung des Fußes von vorne durch zu kurze Schuhe oder zu große Schubbewegung ist verhängnisvoller als die Pferchung von der Seite [64,68] und hindert die Zehen daran, die Abstoßphase aktiv zu unterstützen. Sie ziehen sich zusammen und krallen sich ein. Durch ihre Überstreckung in den Grundgliedern verstreicht die Querwölbung der Metatarsaleköpfchen und eine Spreizfußdeformität bildet sich aus. Lokale Schwielen unter den MTK II-IV und Metatarsalgie sind die Folge [22,26,55,68]. Kinder können bei der Anprobe und auch beim späteren Tragen meist nicht verlässlich sagen, ob ein Schuh zu kurz ist oder drückt, da ihr Fußgewebe weich und formbar ist und sie ihre Zehen reflektorisch einziehen [68,129]. Sie gewöhnen sich an den zu kurzen Schuh, und die schleichende Fußschädigung bleibt unbemerkt. Selbst ein Schuh, der vier Nummern zu klein ist, muss nicht dazu führen, dass das Kind Beschwerden äußert [55].



**Abbildung 4-25** Schädigung des Vorfußes durch falsches Schuhwerk

Aus diesen Gründen hat die individuelle Vermessung bei jedem Schuhkauf entscheidende Bedeutung [64,129]. Hinzu kommt erschwerend, dass die Größenauszeichnungen außerhalb des WMS-Systems allzu oft ungenau sind. Anlässlich der Kinderschuhtage der Universität Münster 1997/98 [55] waren über 55 % der damals nachgemessenen Schuhe falsch ausgezeichnet, in den meisten Fällen zu groß. Wenn die Eltern sich beim Schuhkauf auf diese Größenangaben verlassen, dann kaufen sie ihren Kindern zwangsläufig zu kleine Schuhe. Entsprechend war mehr als die Hälfte der falsch ausgezeichneten Schuhe von der Passform her zu klein für den jeweiligen Kinderfuß.

#### 4.3.2.5 Fußbett – Einlage

Über die Gestaltung des Fußbetts in Kinderschuhen existiert sehr wenig Literatur. Wesentlich mehr ist zum Thema „Gewölbestütze“ bzw. „Einlage“ vorhanden.

Die Mehrzahl der Autoren lehnt eine Gewölbestütze für den gesunden Kinderfuß ab. Dazu zählt auch der kleinkindliche Knick-Senk-Fuß, der ein physiologisches Durchgangsstadium der Reifung des Bewegungsapparates darstellt und keiner Behandlung bedarf (siehe 4.1.4). Wenger et al. [122] fanden, dass Korrekturschuhe oder Einlagen keinen Einfluss auf den Grad der Verbesserung beim klinisch-radiologisch belegten flexiblen Plattfuß im Kleinkindalter haben. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Gould et al. [35]. Auch in ihrer Studie entwickelten die Kleinkinder, die als Laufanfänger alle den typischen physiologischen Knick-Senk-Fuß zeigten, innerhalb von vier bis fünf Jahren ein neutrales MLG, unabhängig von der Verwendung verschiedener Fuß- oder Gewölbestützen. Viele Autoren gehen noch weiter und behaupten, dass jegliche Abstützung des gesunden kindlichen Fußes für die natürliche Fußreifung nicht nur wirkungslos ist, sondern im Gegenteil sogar hinderlich und gefährlich [49,68,82,89], da sie die Muskulatur „faul macht“ [39]. Mehrere Studien zeigen, dass Schuhe-Tragen in der Kindheit die Plattfußprävalenz im Erwachsenenalter deutlich erhöht [25,82,89]. Das MLG ist im Alter von etwa drei Jahren knöchern ausgebildet [3,39,87], noch bevor mit fünf bis sechs Lebensjahren die Weichteile in diesem Bereich ein reifes Niveau erreichen [28,92]. Allein durch seine Skelettarchitektur kann der Fuß die anfallenden Kräfte auf Dauer nicht aushalten. Er ist auf die Leistungsfähigkeit seiner Muskulatur und Kapselbandstrukturen angewiesen [68,95]. Da Gewebereifung an aktive Beanspruchung gebunden ist, braucht der Fuß v.a. im Kleinkindalter Bewegungsfreiheit [67]. Viel wertvoller als die passive Stützung durch Einlagen ist demnach für den sich entwickelnden Kinderfuß eine aktive Fuß- und Zehenarbeit in Form von häufigem barfuss laufen oder Fußgymnastik [22,38,39,68,82,92,126]. Deshalb sollten sich Kinderschuhe so nahe wie möglich am barfuss laufen orientieren [59,99,102,129].

Für den gesunden Kinderfuß ist die Einlegesohle so dünn wie möglich und ohne stützende Funktion zu halten, um Funktionsreize und Bodeninformation möglichst unverfälscht an den Fuß weitergeben zu können [9,27]. Eine spezielle Fußbettung oder Einlagenversorgung wird nur bei Fußschmerzen oder Leistungseinschränkungen empfohlen [21,22,38,39,49,68,92,126].

#### **4.3.2.6 Fersengestaltung**

Der Mensch ist die meiste Zeit seiner Entwicklungsgeschichte ohne Fersen- erhöhung gelaufen. Aufgrund dieser Überlegung sind Absätze eigentlich generell abzulehnen. Allerdings scheinen sie ein grundlegendes Bedürfnis der Schuhmode in den Industrieländern zu sein. Beispielsweise begründet Stracker [105] seine Forderung nach Absätzen an Kinderschuhen mit der Feststellung, dass Absätze das Abrollen und damit das Gehen erleichtern und das Kind sie später als Erwachsener doch tragen muss. Diebschlag [26] konnte belegen, dass Absätze von 10 – 20 mm Höhe an Erwachsenenschuhen tatsächlich die Gehbewegung erleichtern, indem sie die Vertikalbewegung des KSP verringern, ohne dabei nachteilige Wirkungen, wie z.B. Achillessehnenverkürzungen zu haben. Allerdings geht er mit Staheli [102] konform, dass Kleinkinder keine Absätze benötigen.

In einer Gangstudie untersuchten Kristen et al. (1998) [59] die Auswirkungen verschiedener Fersenhöhen auf die Bodenreaktionskräfte im Kleinkindalter. Eine Sprengung (d.h. Niveauunterschied zwischen Ballen- und Fersenauftritt) von 7 mm hatte im Gegensatz zu 3 mm deutlichen Einfluss auf die GRF. Verglichen mit barfüßigem Laufen fiel der erste vertikale Gipfel FZ1 signifikant höher aus und erfolgte zeitlich später. Zusätzlich trat ein signifikant größerer Bremskraftgipfel FX1 auf (siehe 4.2.5.1). Mehr als 5 mm Sprengung erscheint den Autoren deshalb im Kleinkindalter nicht sinnvoll.

Schon 1989 hatten Kristen et al. [58] maximal 10 mm Absatzhöhe bis Schuhgröße 26 empfohlen, ab Größe 27 maximal 24 mm. Für einen Kindersportschuh erscheinen diese Werte aber in jedem Fall zu hoch, da gerade bei sportlicher

Betätigung ein zu hoher Absatz als Hebel wirken kann, der die Pronation des Fußes über das natürliche Maß hinaus verstärkt [59,75].

Zu bedenken gilt auch, dass jegliche Absatzerhöhung die Schritte verlängert und die Hauptbelastung in Richtung Mittel- und Vorfußbereich verschiebt, und somit Kinematik und Kinetik beeinträchtigt [59]. Eine pragmatische Lösung erscheint deshalb, im Kleinkindalter, der sensibelsten Phase der Fußreifung, gänzlich auf Absätze zu verzichten [26,101,102]. Da sich im Erwachsenensportschuh ca. 12 mm Sprengung bewährt haben, sollte ab dem Schulalter auch der Kinderschuh eine leichte Absatzerhöhung erhalten, die bis zu den Erwachsenengrößen in Richtung 12 mm aufgebaut werden kann [101]. In Anlehnung an die Form der menschlichen Ferse kann der Absatz außen leicht abgerundet werden [59,75].

#### **4.3.2.7 Preis und Qualität**

Für viele Eltern ist die Versorgung ihrer Kinder mit passenden Schuhen auch eine Kostenfrage. Dies wird verständlich, wenn man sich den Bedarf eines Kindes an Schuhen vor Augen führt. In den ersten zwei bis drei Lebensjahren durchwächst ein Kinderfuß drei Schuhgrößen pro Jahr, in Spitzenzeiten wird sogar nach zwei Monaten die nächste Schuhgröße benötigt. Bis zur Einschulung muss jährlich mit zwei Paar Schuhen gerechnet werden, ab dann mit ein bis zwei Paar [68,129]. Dabei muss ein aus orthopädischer und sportbiomechanischer Sicht hochwertiger Schuh nicht zwangsläufig teuer sein [102]. Viele technische Elemente aus dem Erwachsenen(sport-)schuhbau wie spezielle Dämpfungssysteme, Fußbettung oder Pronationsstütze sind im Kinder(sport-)schuh völlig fehl am Platze [62]. Der Materialbedarf ist geringer, und gerade in jungen Jahren muss der Schuh aufgrund des raschen Fußwachstums auch nicht länger als maximal ein halbes Jahr halten. Dies könnte zur Senkung der Herstellungskosten beitragen. Allerdings wirken sich die geringeren Stückzahlen in der Produktion verglichen mit dem Erwachsenenbereich negativ auf den Preis aus.

#### **4.4 Beurteilung der Resultate**

Insgesamt fällt es schwer, eine eindeutige Wertung für die getesteten Schuhe abzugeben. Vergleichswerte existieren kaum, ebenso fehlen Normwerte für Biegesteifigkeit und Dämpfung im Kindesalter, da die Aussagen in der Literatur diesbezüglich eher allgemein gehalten sind. Das Ziel zukünftiger Arbeiten könnte es daher sein, in diesem Bereich weitere, umfassendere Versuchsreihen durchzuführen, um alters- bzw. gewichtsgebundene Ober- und Untergrenzen definieren zu können.

Schuhe der Größe 22 werden überwiegend von Kindern getragen, die jünger als drei Jahre sind [16]. Zu diesem Zeitpunkt dient der Schuh v.a. als Schutz vor Witterungseinflüssen [58], auf eine spezielle Dämpfung sollte laut Literatur gänzlich verzichtet werden [62]. Die Sohle sollte flexibel sein [9,57,58,62,64,65,68,102,114,129], um eine Bewegung wie beim Barfußlaufen zu ermöglichen [59], des weiteren dünn, um nicht übermäßig als Hebel zu wirken [67,68]. Auch die Einlegesohle sollte so dünn wie möglich gehalten werden [9,27]. Außerdem sollte im Kleinkindalter die Absatzerhöhung (Sprengung) am Schuh weniger als 5 mm betragen [59], im Idealfall gar nicht vorhanden sein [26,101,102].

Dieser Forderung kommt Schuh Nr. 3 am besten nach (0,1 mm Sprengung). Er ist verglichen mit den anderen Schuhen seiner Größe relativ weich und energetisch günstig gedämpft, vor allem im Bereich der Rückfußsohle. Seine dicke Vorfußsohle (9,8 mm) könnte die extrem hohe Biegesteifigkeit (35 N/mm) erklären. Schuh Nr. 2 zeigte dagegen mit 6 N/mm die geringste Biegesteifigkeit aller Schuhe im Test. Er besitzt eine sehr dünne Vorfußsohle (4,9 mm), jedoch eine hohe Sprengung (6,1 mm), und ist relativ hart gedämpft. Die niedrige Grundsteifigkeit könnte durch eine sehr weiche Einlegesohle erklärt werden. Die restlichen Schuhe der Größe 22 zeigten einander ähnliche Werte. Verglichen mit den meisten größeren Schuhen besitzen sie eine hohe Biegesteifigkeit sowie eine hart gedämpfte Sohle.

Mit sechs bis sieben Jahren, entsprechend einer mittleren Schuhgröße 30 [16], beginnen die Kinder, geregelten Sport in Schule und Verein zu betreiben. Je nach Sportart und Bodenbeschaffenheit kann jetzt etwas Dämpfung von Nutzen sein [99]. Ebenso kann die Sohlensteifigkeit zugunsten einer erhöhten Stabilität

geringfügig zunehmen [54,66,81]. Im Hinblick auf später können die Kinder langsam an eine Absatzerhöhung gewöhnt werden [101]. Schuh Nr. 3 der Größe 30 besitzt eine sehr dicke (15 mm Vorfuß/ 22 mm Rückfuß), hochgesprengte (11 mm) Sohle. Aufgrund der sehr weichen Dämpfung ist zu erwarten, dass dieser Schuh relativ „schwammig“ am Fuß wirkt. Schuh Nr. 4 schneidet energetisch sehr positiv ab und zeigt eine sehr hohe Steifigkeit, insbesondere für den Rückfußbereich. Dies könnte v.a. im Vorfußbereich durch die dünne Sohle (8 mm/ 17 mm) erklärt sein, im Sinne eines „Durchtretens“. Leider liegen für diese beiden Schuhe keine Werte aus dem dynamischen Drei-Punkte-Biegetest vor. Schuh Nr. 6 liegt mit seinen Werten zwischen diesen beiden Schuhen. Die restlichen Schuhe sind einander sehr ähnlich. Sie sind weich gedämpft, haben eine sehr leicht biegbare Vorfußsohle, sowie relativ dicke Sohlen bei akzeptabler Sprengung (8,2-8,6 mm). Schuh Nr. 5 fiel durch seinen geringen Energieverlust unterhalb der 35 %-Marke auf.

Die größten Schuhe im Test werden hauptsächlich von Kindern getragen, die zwischen 10 (Knaben) und 13 (Mädchen) Jahren alt und 35-40 kg schwer sind [16]. Ebenso wie das Körpergewicht nimmt auch die sportliche Beanspruchung und Leistungsfähigkeit zu [59,60]. Dieser Entwicklung können die Parameter Dämpfung und Flexibilität Rechnung tragen, indem sie in Richtung Erwachsenensportschuh gesteigert werden. Ebenso kann die Sprengung langsam den 12 mm angepasst werden, die im Erwachsenensportschuhbereich üblich sind [101]. Schuh Nr. 1 ist sehr hart gedämpft (funktionelle Steifigkeit 507 bzw. 269 N/mm) und gibt einen sehr hohen Anteil der Dämpfungsenergie zurück. Seine Biegesteifigkeit unterscheidet sich dagegen nicht relevant von den anderen Schuhen der Gr. 35,5. Anscheinend gibt sein Material bei der Vorfußflexion die Energie mit größerer Verzögerung zurück, was den beinahe vollständigen Energieverlust im angewandten Zeitintervall von 200 ms erklären könnte. Außerdem besitzt er eine sehr dünne (8,4 mm / 13,7 mm) Sohle mit geringer Absatzerhöhung (5,3 mm). Die Schuhe Nr. 2-4 sind sich insgesamt sehr ähnlich. Die Dämpfung fällt relativ weich aus, die Sprengung ist mit Werten um 8 mm ebenfalls als gering zu bezeichnen. Schuh Nr. 2, ein Basketballsuh, fällt

durch seine dicke Sohle (14,8 mm / 22,9 mm) auf, die auch die höhere Biegesteifigkeit mit wenig Energieverlust erklären könnte.

## 5 Zusammenfassung

Altersgruppe	Dämpfung
0-1Jahr	Keine (Kind läuft noch nicht).
1-2 Jahre (Laufbeginn)	<p>Keine; die Schuhe dienen lediglich als Schutz vor Witterungseinflüssen und Verletzungen [58].</p> <p>Das Fußskelett ist v.a. mediallyseitig noch unreif und überwiegend knorpelig angelegt [20,30].</p> <p>Der Vorfuß wird vermehrt medial belastet [42].</p>
2-6 Jahre (Kleinkindalter)	<p>Mit zwei Jahren erfolgt der Bodenkontakt über die Ferse. Es dauert bis zum vierten Lebensjahr, bis die Kinematik auf einem reifen Level ist [20,75,108,109,110,112]. Mit fünf Jahren entspricht das plantare Druckverteilungsmuster dem erwachsenen Vorbild [1,78].</p> <p>Beim Kleinkind wird der Fuß durch eine relativ größere Belastungsfläche und das vermehrte plantare Fett gepolstert [3,68,91].</p> <p>Die Dämpfung darf nicht verhindern, dass ein ausreichendes Maß an Funktionsreizen und Beanspruchung möglichst unverfälscht an den Bewegungsapparat übermittelt werden kann [9,27,93,104,106].</p> <p>Die Ossifikation der kurzen Fußknochen dauert bis zum sechsten Lebensjahr [20], wobei Mädchen immer einen leichten Vorsprung haben [68].</p>

<b>Altersgruppe</b>	<b>Dämpfung</b>
6-8 Jahre	<p data-bbox="504 300 1348 488">Beginn des regelmäßigen Schul- oder Vereinssports. So entstehen infolge des Anstiegs der sportliche Belastung und Leistungsfähigkeit neue Anforderungen an die Dämpfungseigenschaften der Schuhe [60].</p> <p data-bbox="504 562 1348 707">Laut Stacoff [99] wird ab dem Schulkindalter Dämpfung wichtiger, da die Hallenböden für Erwachsenen-Biomechanik und -Gewicht ausgelegt sind.</p> <p data-bbox="504 781 1348 927">Um das sechste Lebensjahr sind die Bodenreaktionskräfte beim Gehen auf einem reifen Level [6,19,75,80,103,113], beim schnellen Laufen zeitlich erst später [77,104].</p>
8-15 Jahre	<p data-bbox="504 1005 1348 1084">Kinder belasten bis mindestens zum zehnten Lebensjahr die Ferse relativ mehr als den Vorfuß [43].</p> <p data-bbox="504 1158 1348 1346">Die Dämpfung kann in Richtung Erwachsenenschuh gehen, abhängig von der betriebenen Sportart, der Beschaffenheit des Untergrundes, der sportlichen Leistungsfähigkeit und dem Körpergewicht [59,60].</p> <p data-bbox="504 1420 1348 1568">Generell gilt, dass übermäßige Dämpfung durch den Schuh die körpereigenen reflektorischen Dämpfungsmechanismen stört [86,119,125].</p>

Altersgruppe	Flexibilität -Stabilität
0-1 Jahre	Sehr weich und flexibel
1-6 Jahre	<p>Das Kleinkindalter wird von Maier als sensible Phase des Gestaltwandels und Laufenlernens bezeichnet [68]. Jetzt erfolgt die Einstellung der Beinachsen hinsichtlich CCD-Winkel, Schenkelhalsanteversion, Tibiatorsion, Genu varum bzw. valgum (siehe 4.1.5). „Lauflearnschuhe“ sollen dem reifenden Kinderfuß in dieser Zeit durch flexible und torsionsweiche Gestaltung möglichst viel Bewegungsfreiheit lassen [9,57,58,62,64,68,102,114,129]. Zu dicke oder zu starre Sohlen würden durch ihre Hebelwirkung die Torsion und die Rückfußaufrichtung (siehe 4.1.3) behindern und das Wachstum in die falsche Richtung lenken [67,68]. Der Schuh muss den natürlichen Bewegungen des Fußes folgen und nicht umgekehrt [65]. Idealerweise soll er den Barfußgang auf natürlichem Boden nachempfinden [59].</p> <p>Vor allem die Vorfußsohle muss so flexibel gestaltet sein, dass die Zehengrundgelenke frei beweglich sind [58]. Außerdem muss die Biegeachse des Schuhs mit der MTPG-Achse übereinstimmen. Im Laufe des Fußwachstums verschiebt sie sich in Richtung Ferse und wird spitzer (siehe 4.1.8), da der Fuß mediallyseitig mehr als lateral und im Vorfußbereich mehr als im Mittel- und Rückfußbereich wächst [4]. Daran orientieren sich die WMS-Richtlinien, welche eine Unterteilung für Vorfuß zu Mittel- und Rückfuß im Verhältnis von 37:63 mit einem nach innen offenen Winkel von 74° vorsehen [68,129].</p>

<b>Altersgruppe</b>	<b>Flexibilität -Stabilität</b>
1-6 Jahre	<p>Für Kleinkinder wird häufig eine stabile Rückfußführung gefordert, z.B. durch eine hochgezogene Achillessehnenlasche und eine feste Fersenkappe [57,59,88,102]. Innerhalb des WMS-Systems werden deshalb die meisten Lauf lernschuhe als Stiefelchen angeboten [102,129].</p> <p>Auch der Verschluss kann zur Stabilität beitragen. Ein Klettverschluss garantiert im Kindesalter am besten ein gleichmäßiges und sicheres Schließverhalten [58,88,99].</p> <p>Der kindliche Knick-Senk-Fuß stellt ein physiologisches Durchgangsstadium auf dem Weg zum Erwachsenenfuß dar [21,26,38,49,68,92,123,126,128]. Er bedarf keiner Abstützung durch eine Einlage oder durch den Schuh [49,68,82,89].</p> <p>Muskelkraft und Kapsel-Band-Apparat sind erst mit fünf Jahren soweit ausgereift, dass sie die Pronation in solchem Maße wie beim Erwachsenen begrenzen können [28,92].</p>
Ab 6-8 Jahren	<p>Ab dem sechsten Lebensjahr wird die Fußbeweglichkeit durch die zunehmende Bindegewebsfestigkeit deutlich geringer [20,54,66,81]. Deshalb kann die Steifigkeit des Schuhs im Rahmen der steigenden sportlichen Belastung und des zunehmenden Körpergewichts langsam erhöht werden. Wie bei der Dämpfung bestimmt die Sportart, in welcher der Schuh zum Einsatz kommen soll, wesentlich das Ausmaß der nötigen Flexibilität und Stabilität [66,81].</p>

Altersgruppe	Schuhform	
	<p>Allgemein gilt für alle Altersstufen (siehe 4.3.2.4):</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Der Schuh darf nicht zu spitz zulaufen; deswegen haben WMS-Schuhe Mindestwinkelmaße für Groß- und Kleinzehenbereich [129].</li> <li>- Die Zehenbox muss breit und hoch genug sein [22,57,58,68,102,129].</li> <li>- Die Längenzugabe beträgt bei den kleinsten Kindergrößen 9 mm, bei den größten 15 mm [57,68].</li> <li>- Stauchung von vorne ist am schädlichsten für den wachsenden Fuß [68].</li> </ul>	
0-1Jahr	Als Schutz vor der Umwelt, z.B. als dicke Socke.	
1-6 Jahre	<p>In den ersten drei Lebensjahren wächst der Fuß sehr rasch, teilweise mehr als 2 mm pro Monat [36,81,121].</p> <p>Kleinkinder haben einen relativ breiten Fuß. Der Schuh sollte zu dieser Zeit eher quadratisch geformt sein [102]. Mit dem Abbau des Spitzzy-Fettpolsters wird der Fuß im Bereich des MLG schmaler, ebenso nimmt der relative Umfang im Fußballenbereich (von 43 % auf 35 %) und an der Ferse (von 29 % auf 23 %) mit zunehmender MFL ab. Der Fußvorderrand steht bei Kleinkindern noch nahezu rechtwinklig zur Fußlängsachse (siehe Abbildung 4-14). Mit fortschreitendem Alter fällt er durch das medial betonte Fußwachstum zunehmend steiler nach außen ab [4,104].</p>	
6-8 Jahre	Ab dem sechsten Lebensjahr wächst der Fuß mehr in die Länge als in die Breite [22,36,104].	
8-15 Jahre	<p><b>Mädchen:</b> Grazilerer, schmalerer Fuß [4,104] Endlänge mit 13-14 Jahren.</p>	<p><b>Jungen:</b> Vor allem im Mittelfußbereich voluminöser. Endlänge mit 15-16 Jahren.</p>

<b>Altersgruppe</b>	<b>Fersengestaltung</b>
0-1Jahr	Kein Absatz
1-6 Jahre	Kleinkinder benötigen keine Absätze [26,101,102]. Mehr als 5 mm Sprengung verändern die GRF signifikant [59].
6-15 Jahre	<p>Gerade bei sportlicher Betätigung kann ein zu hoher Absatz als Hebel wirken, der die Pronation des Fußes verstärkt [59,75]. Jegliche Absatzerhöhung beeinträchtigt Gangkinetik und -kinematik [59].</p> <p>Da sich im Erwachsenensportschuh ca. 12 mm Sprengung bewährt haben, sollte die Absatzerhöhung ab dem Schulalter in diese Richtung aufgebaut werden [101].</p> <p>In Anlehnung an die Form der menschlichen Ferse kann der Absatz außen leicht abgerundet werden [59,75].</p>

## 6 Literatur

1. Aharonson Z, Voloshin A, Steinbach TV, Brull MA, Farine I. Normal foot - ground pressure pattern in children. *Clin. Orthop.* 1980; 150: 220-223.
2. Anderson M, Blais M, Green WT. Growth of the normal foot during childhood and adolescence. *Am. J. Phys. Anthropol.* 1956; 14: 287-308.
3. Anetzberger H, von Liebe A. Entwicklung und funktionelle Anatomie des kindlichen Fußes. *Orthopädieschuhtechnik* 2000; 12: 41-43.
4. Anthropometric research report #7. Changing morphometry of the human foot during growth, 2-12 years. Adidas 1991.
5. Beauchamp R. Pediatric foot and ankle problems. *Med. Sport Sci.* 1987; 23: 128-144.
6. Beck RJ, Andriacchi TP, Kuo NM, Fermier RW, Galante JO. Changes in gait patterns of growing children. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1981; 63-A(9): 1452-1456.
7. Becker NL, Obens T. Überlastung ist programmiert. *Orth. Schuhtechnik Sonderheft Sport*; 18-19.
8. Bennett PJ, Duplock LR. Pressure distribution beneath the human foot. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 1993; 83(12): 674-678.
9. Berger C. Kinderschuh: Miniaturausgabe des Erwachsenenschuhs? *Sportverletz. Sportschaden* 1993; 7: 183-186.
10. Bleck EE. Developmental Orthopaedics.III: Toddlers. Review article. *Dev. Med. Child. Neurol.* 1982; 24: 533-555.
11. Bromberg JEC, Creutzberg CL, Atherton DJ. Sweat production in children's feet. *Clin. Exp. Dermat.* 1985; 10: 229-232.
12. Buckup K. *Kinderorthopädie*. Thieme Verlag, 2. Auflage 2001.
13. Burnett CN, Johnson EW. Development of gait in childhood. Part I+II. *Dev. Med. Child. Neurol.* 1971; 13: 196-215.
14. Cavanagh PR. Biomechanik des Laufens und Probleme beim Laufschuh. Aus: Segesser B. *Der Schuh im Sport: orthopädische und*

- biomechanische Grundlagen zur Schuhversorgung des Sportlers. Perimed Fachbuch-Verlag 1987: S.10-21.
15. Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle* 1987; 7(5): 262-276.
  16. Centre Technique Cuir Chaussure Maroquinerie. Une enquête de mensuration des jambes et pieds d'enfants. Lyon 1977.
  17. Cheng JCY, Leung SSF, Leung AKL, Guo X, Sher A, Mak AFK. Change of foot size with weightbearing. *Clin. Orthop.* 1997; 342: 123-131.
  18. Crelin ES. The development of the human foot as a résumé of its evolution. *Foot Ankle* 1983; 3(6): 305-321.
  19. Cupp T, Oeffinger D, Tylkowski C, Augsburg S. Age-related kinetic changes in normal pediatrics. *J. Pediatr. Orthop.* 1999; 19(4): 475-478.
  20. D'Amico JC. Developmental flatfoot. Symposium on podopediatrics 535-546.
  21. Debrunner AM. Orthopädie, orthopädische Chirurgie. 3. Auflage 1994, Verlag Hans Huber Bern.
  22. Debrunner HU. Wachstum und Entwicklung des Fußes beim Jugendlichen. Beilageheft *Z. Orthop.* 1965, Bd.99.
  23. Debrunner HU, Jacob HAC. Biomechanik des Fusses. 2. Auflage 1998, Enke Verlag.
  24. Dengler K, Lang A. Absorbieren, abrollen, abstoßen. *Quality Engineering* 2000; 40-41.
  25. Didia BC, Omu ET, Obuoforibo AA. The use of footprint contact index II for classification of flat feet in a Nigerian population. *Foot Ankle* 1987; 7: 285-289.
  26. Diebschlag W. Die Druckverteilung an der Fußsohle des Menschen im Stehen und Gehen, barfuß und im Schuh. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 1982; 120: 814-820.
  27. Diebschlag W, Heidinger F. Biomechanische und dynamische Untersuchungen zum Sportschuhbau beim Erwachsenen und Kind. Aus: Segesser B. *Der Schuh im Sport: orthopädische und biomechanische*

- Grundlagen zur Schuhversorgung des Sportlers. Perimed Fachbuch-Verlag 1987: S.182-189.
28. Döderlein L, Wenz W, Schneider U. Fussdeformitäten: Der Knickplattfuß. 1. Auflage 2002, Springer Verlag.
  29. Drenckhahn D. Benninghoff Anatomie Band 1. 16. Auflage 2003.
  30. Drennan JC. Anatomy. Aus: Drennan JC: The child's foot and ankle. Raven Press 1992, S.1-17.
  31. Engle ET, Morton DJ. Notes on foot disorders among natives of the Belgian Congo. J. Bone Joint Surg. 1931; 13: 311-318.
  32. Fabry G, Cheng LX, Molenaers G. Normal and abnormal torsional development in children. Clin. Orthop. 1994; 302: 22-26.
  33. Forriol F, Pascual J, Dankloff C, Pellico LG. Foot morphology development with age. Gegenbaurs Morphol. Jahrb. 1990; 136(6): 669-676.
  34. Forriol F, Pascual J. Footprint analysis between three and seventeen years of age. Foot Ankle 1990; 11(2): 101-104.
  35. Gould N, Moreland M, Alvarez R, Trevino S, Fenwick J. Development of the child's arch. Foot Ankle 1989; 9(5): 241-245.
  36. Gould N, Moreland M, Trevino S, Alvarez R, Fenwick J, Bach N. Foot growth in children age one to five years. Foot Ankle 1990; 10(4): 211-213.
  37. Greer NL, Hamill J, Campbell KR. Dynamics of children's gait. Human Movement Science 1989; 8: 465-480.
  38. Hefti F. Kinderorthopädie in der Praxis. 1. Auflage 1997, Springer Verlag.
  39. Hefti F, Brunner R. Das abgeflachte Fußlängsgewölbe. Orthopäde 1999; 28: 159-172.
  40. Hennig EM, Milani T. Die Dreipunktunterstützung des Fußes. Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 1993; 131: 279-284.
  41. Hennig EM, Milani TL. Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties. Sportverl. Sportschaden 2000; 14: 90-97.
  42. Hennig EM, Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. Foot Ankle 1991; 11: 306-311.

43. Hennig EM, Staats A, Rosenbaum D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot Ankle* 1994; 15(1): 35-40.
44. Hinrichsen KV, Beier HM. *Humanembryologie: Lehrbuch und Atlas der vorgeburtlichen Entwicklung des Menschen*. Springer Verlag 1990: S.847-859.
45. Hoffman P. Conclusions drawn from a comparative study of the feet of barefooted and shoe-wearing peoples. *Am. J. Orthop. Surg.* 1905; 3: 105-136.
46. Jacob HAC. Zur klinischen Relevanz der Biomechanik des Fußes. Aus: Imhoff AB, Zollinger-Kies H. *Fußchirurgie*. Thieme 2004, S. 27-37.
47. Jahss MH. *Disorders of the foot & ankle, Volume I*. W.B.Saunders 1991.
48. James CS. Footprints and feet of natives of the Solomon Islands. *Lancet* 1939; 2: 1390-1393.
49. Jani L. Der kindliche Knick-Senkfuß. *Orthopäde* 1986; 15: 199-204.
50. Jerosch J, Mamsch H. Fehlformen und Fehlhaltungen kindlicher Füße – eine Feldstudie bei 345 Schülern. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 1998; 136: 215-220.
51. Kellis E. Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. *Gait Post.* 2001; 14: 92-97.
52. Kinz W. *Kinderfüße – Kinderschuhe*. 2001 Eigenverlag.
53. Kling TF, Hensinger RN. Angular and torsional deformities of the lower limbs in children. *Clin. Orthop.* 1983; 136-147.
54. Koebke J. Funktionelle Anatomie der unteren Extremität, speziell des Fußes. *Sportverletz. Sportschaden* 1993; 7: 162-166.
55. Koller A, Fiedler R, Wetz HH. Passgenauigkeit und Größenbezeichnungen bei Kinderschuhen. *Med. Orth. Tech.* 2000; 120(3): 91-95.
56. Kristen KH. Der Kinderfuß in Österreich. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 1968; 104(3): 318-333.
57. Kristen KH. Was verlangen wir vom gesunden Kinderschuh? *Med. Orth. Tech.* 1989; 109(2): 51-53.

58. Kristen KH, Baumgartner R, Maier E, Schilling FW. Richtlinien für fußgerechte Kinderschuhe. *Med. Orth. Tech.* 1989; 109: 54-59.
59. Kristen KH, Kastner J, Holzreiter S, Wagner P, Engel A. Funktionelle Beurteilung von Kinderschuhen anhand der Ganganalyse von Kindern im Laufflernalter. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 1998; 136: 457-462.
60. Lin JP, Brown JK, Walsh EG. Soleus muscle length, stretch reflex excitability, and the contractile properties of muscle in children and adults: a study of the functional joint angle. *Dev. Med. Child Neurol.* 1997; 89: 469-480.
61. Lösel S, Burgess-Milliron MJ, Micheli LJ, Deington CJ. A simplified technique for determining foot progression angle in children 4 to 16 years of age. *J. Pediatr. Orthop.* 1996; 16(5): 570-574.
62. Maier E. Anforderungen an einen Kinderfreizeitschuh. *Sozialpädiatrie in Praxis und Klinik* 1987; 9(10).
63. Maier E. Auf die passenden Schuhe achten! *Sozialpädiatrie in Klinik und Praxis* 1991; 8: 570-576.
64. Maier E. Kinderschuhe. In: Baumgartner R, Stinus H (eds.). *Die orthopädiotechnische Versorgung des Fußes.* Thieme Verlag 1989: 163-169.
65. Maier E. Sinn und Unsinn von Einlagen für Kinder. *Allgemeinarzt* 1987; 9: 146-155.
66. Maier E. Über den Gestaltwandel der kindlichen Beine und Füße. *Orthopädieschuhtechnik* 1999; 4: 24-30.
67. Maier E. Über die Schädlichkeit der Gewölbestützen für Kinderfüße. *Kinderarzt* 1991; 22(1): 56-58.
68. Maier E, Killmann M. *Kinderfuß und Kinderschuh.* 1. Auflage 2003, Verlag Neuer Merkur.
69. Mann RA. Overview of foot and ankle biomechanics. Aus: Jahss MH. *Disorders of the foot & ankle, Volume I.* W.B.Saunders 1991: S.385-408.
70. Menkveld SR, Knipstein EA, Quinn JR. Analysis of gait patterns in normal school-aged children. *J. Pediatr. Orthop.* 1988; 8(3): 263-267.

71. Netter FH. Farbatlanten der Medizin: Bewegungsapparat I (Band 7). 1992.
72. Niethard FU, Pfeil J. Orthopädie Duale Reihe. Hippokrates Verlag, 3. Auflage 1997.
73. Nigg BM. Biomechanics of running shoes. Human Kinetics Publishers, Champaign 1986.
74. Nigg BM, Denoth J, Neukomm PA. Load on the human body. Aus: Morecki A, Fidelus K. Biomechanics VII. University Park Press, Baltimore 1982.
75. Nigg BM, Segesser B. Der Laufschuh – Ein Mittel zur Prävention von Laufbeschwerden. Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 1986; 124: 765-771.
76. Ounpuu S, Gage JR, Davis RB. Three-dimensional lower joint kinetics in normal pediatric gait. J. Pediatr. Orthop. 1991; 11: 341-349.
77. Ounpuu S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. S. 305-318.
78. Pisciotta J, Simon SR, Quesada P, Leurgans S. Foot pressure patterns in children and infants. 8<sup>th</sup> Biennial Conference, Canadian Society for Biomechanics, 1994, Calgary.
79. Pförringer W, Segesser B. Der Sportschuh. Orthopäde 1986; 15: 260-263.
80. Preis S, Klemms A, Müller K. Gait analysis by measuring ground reaction forces in children: changes to an adaptive gait pattern between the ages of one and five years. Dev. Med. Child. Neurol. 1997; 39: 228-233.
81. Rabl CRH, Nyga W. Orthopädie des Fußes. 7. Auflage 1994, Enke Verlag; S.7-51.
82. Rao UB, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. J. Bone Joint Surg. Br. 1992; 74-B: 525-527.
83. Rauber, Kopsch. Anatomie des Menschen. 3. Auflage 2003.
84. Robbins SE, Gouw GJ. Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. Med. Sci. Sports exerc. 1991; 23(2): 217-224.

85. Robbins SE, Gouw GJ, Hanna AM. Running-related injury prevention through innate impact-moderating behavior. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1989; 21: 130-139.
86. Robbins SE, Hanna AM. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1987; 19: 148-156.
87. Robinow M, Johnston M, Anderson M. Feet of normal children. *J. of Pediatrics*; 185: 141-149.
88. Rosemeyer B, Pfürringer W. Der Kinderschuh – medizinische Überlegungen. Aus: Segesser B. *Der Schuh im Sport: orthopädische und biomechanische Grundlagen zur Schuhversorgung des Sportlers.* Perimed Fachbuch-Verlag 1987: S.190-195.
89. Sachithanandam V, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1995 ; 77-B: 254-257.
90. Sadler TW. *Medizinische Embryologie.* 10. Auflage 2003, Thieme Verlag.
91. Schilling W. *Der Säuglings- und Kleinkinderfuß.* Bücherei des Orthopäden, Band 63, 1994; 13-24.
92. Schmidt C, Parsch K. Der kindliche Knick-Senk-Fuß. *Orthopäde* 2003; 32(3): 253-263.
93. Schön R, Kriwet A. *Asics Schulungsscript. Technology, Innovation Design.* 1999/2000.
94. Segesser B. Sportschuhe. *GOTS Manual Sporttraumatologie* , Verlag Hans Huber 1997: 465-471.
95. Segesser B, Nigg BM. Orthopädische und biomechanische Konzepte im Sportschuhbau. *Sportverl. Sportschaden* 1993; 7: 150-162.
96. Sim-Fook L, Hodgson A. A comparison of foot forms among the non-shoe and shoe-wearing Chinese population. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1958; 40-A: 1058-1062.
97. Simpson KJ, Jiang P. Foot landing position during gait influences ground reaction forces. *Clin. Biomech.* 1999; 14: 396-402.
98. Soames RW. Foot pressure patterns during gait. *J. Biomed. Eng.* 1985; 7: 120-126.

99. Stacoff A. Sportschuhe in der Schule. *Schweizer Schule* 1984; 9: 377-381.
100. Stacoff A, Kälin X, Stüssi E. The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1991; 23(4): 482-490.
101. Staheli LT. Footwear for children. *Inst. Course Lect.* 1994; 43: 193-197.
102. Staheli LT. Shoes for children: a review. *Pediatrics* 1991; 88(2): 371-375.
103. Stansfield BW, Hillman J, Hazlewood E, Lawson AA, Mann AM, Loudon IR, Robb JE. Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5- to 12-year-old children walking at self-selected speed. *J. Pediatr. Orthop.* 2001; 21: 395-402.
104. Stefanyshyn D, Hawes MR. Blue Book foot and Leg – Adidas America Research and Innovation. Calgary: Human Performance Laboratory, University of Calgary, 1997.
105. Stracker OA. Kinderfuß und Kinderschuh. *Arch. Orthop. Unfall-Chir.* 1966; 58: 286-294.
106. Stüssi E, Denoth J, Müller R, Stacoff A. Sportmedizin und Rehabilitation: Böden und Schuhe. *Orthopäde* 1997; 26(11): 993-998.
107. Stüssi E, Stacoff A, Lucchinetti E. Dämpfung versus Stabilität. *Sportverletz. Sportschaden* 1993; 7: 167-170.
108. Sutherland D. The development of mature gait. Review paper. *Gait Post* 1997; 6: 163-170.
109. Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SLY. The development of mature gait. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1980 ; 62-A(3): 336-353.
110. Sutherland DH, Valencia F. Pediatric gait. Aus: Drennan JC. *The child's foot and ankle.* Raven Press 1992, S.19-35.
111. Swigart JF, Erdman AG, Cain PJ. An energy-based method for testing cushioning durability of running shoes. *J. Appl. Biom.* 1993; 9: 27-46.
112. Tachdjian MO. *The child's foot.* 1985 W.B. Saunders.
113. Takegami Y. Wave pattern of ground reaction force of growing children. *J. Pediatr. Orthop.* 1992; 12(4): 522-526.
114. Timm H. Das Kinderschuhproblem. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 1985; 123: 100-101.

115. Valmassy RL. Biomechanical evaluation of the child. Symposium on podopediatrics, 563-579.
116. Volpon JB. Footprint analysis during the growth period. J. Pediatr. Orthop. 1994; 14(1): 83-85.
117. Von Lanz T, Wachsmuth W. Praktische Anatomie. Band 1,4: Bein und Statik. 2. Auflage 1972, Springer: S. 383-386.
118. Walker CA. A hybrid system for testing training shoes. Aus: Haake SJ (ed): The engineering of sport. Blackwell Science, Cambridge, 1988: S. 109-113.
119. Walther M. Zusammenhänge zwischen der subjektiven Beurteilung von Laufschuhen, den Materialdaten sowie kinetischen und kinematischen Parametern des Gangzyklus. Würzburg Universität 2001.
120. Weißler K. Weit, Mittel, Schmal. Orthopädieschuhtechnik 2000; 12: 58-60.
121. Wenger DR, Mauldin D, Morgan D, Sobol MG, Pennebaker M, Thaler R: Foot growth rate in children age one to six years. Foot Ankle 1983;3(4):207-210.
122. Wenger DR, Mauldin D, Speck G. Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. J. Bone Joint Surg. Am. 1989; 71-A: 800-810.
123. Westhoff B, Krauspe R. Operative und konservative Therapie des kindlichen Plattfußes. Aus: Imhoff AB, Zollinger-Kies H. Fußchirurgie. Thieme 2004, S. 366-367
124. Wheelwright EF, Minns RA, Law HT, Elton RA. Temporal and spatial parameters of gait in children. I: Normal control data. Dev. Med. Child. Neurol. 1993; 35: 102-113.
125. Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distant running mechanics, running economy and performance. J. Appl. Physiol. 1987; 63: 1236-1245.
126. Wirth CJ. Orthopädie und Chirurgische Orthopädie: Fuß. 2002 Thieme Verlag.

127. Witt AN, Rettig H, Schlegel KF, Hackenbroch M, Hupfauer W. Orthopädie in Praxis und Klinik: Band I. 1980, Thieme Verlag.
128. Witt AN, Rettig H, Schlegel KF, Hackenbroch M, Hupfauer W. Orthopädie in Praxis und Klinik: Band VII: Spezielle Orthopädie Hüftgelenk und untere Extremität; Teil 2. Fuß. 2. Auflage 1985, Thieme Verlag.
129. [www.schuhinstitut.de](http://www.schuhinstitut.de)

## 7 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1-1 100 Jahre Olympische Spiele der Neuzeit. Drittes Buch. 1991,96 Olympische Sport Bibliothek, München: S. 293.
- Abbildung 2-1 Selbst
- Abbildung 2-2 Selbst
- Abbildung 2-3 Walther M. Zusammenhänge zwischen der subjektiven Beurteilung von Laufschuhen, den Materialdaten sowie kinetischen und kinematischen Parametern des Gangzyklus. Würzburg Universität 2001: S. 40.
- Abbildung 4-1 Jahss MH. Disorders of the foot & ankle, Volume I. W.B.Saunders 1991: S. 12.
- Abbildung 4-2 Drennan JC: The child's foot and ankle. Raven Press 1992: S. 4.
- Abbildung 4-3 Maier E, Killmann M. Kinderfuß und Kinderschuh. 1. Auflage 2003, Verlag Neuer Merkur: S. 22.
- Abbildung 4-4 Von Lanz T, Wachsmuth W. Praktische Anatomie. Band 1,4: Bein und Statik. 2. Auflage 1972, Springer: S. 385.
- Abbildung 4-5 Von Lanz T, Wachsmuth W. Praktische Anatomie. Band 1,4: Bein und Statik. 2. Auflage 1972, Springer: S. 384.
- Abbildung 4-6 Forriol F, Pascual J, Dankloff C, Pellico LG. Foot morphology development with age. Gegenbaurs Morphol. Jahrb. 1990; 136(6): S. 670.
- Abbildung 4-7 Maier E. Über die Schädlichkeit der Gewölbestützen für Kinderfüße. Kinderarzt 1991; 22(1): S. 56.
- Abbildung 4-8 Schilling W. Der Säuglings- und Kleinkinderfuß. Bücherei des Orthopäden, Band 63, 1994: S. 17.
- Abbildung 4-9 Hefti F. Kinderorthopädie in der Praxis. 1. Auflage 1997, Springer Verlag: S. 385.
- Abbildung 4-10 Döderlein L, Wenz W, Schneider U. Fussdeformitäten: Der Knickplattfuß. 1. Auflage 2002, Springer Verlag: S. 38.

- 
- Abbildung 4-11 Maier E, Killmann M. Kinderfuß und Kinderschuh. 1. Auflage 2003, Verlag Neuer Merkur: S. 31.
- Abbildung 4-12 Schilling W. Der Säuglings- und Kleinkinderfuß. Bücherei des Orthopäden, Band 63, 1994: S. 20.
- Abbildung 4-13 Lösel S, Burgess-Milliron MJ, Micheli LJ, Deington CJ. A simplified technique for determining foot progression angle in children 4 to 16 years of age. J. Pediatr. Orthop. 1996; 16(5): S. 571.
- Abbildung 4-14 Blue Book foot and Leg – Adidas America Research and Innovation. Calgary: Human Performance Laboratory, University of Calgary, 1997: S. 26.
- Abbildung 4-15 Drennan JC: The child's foot and ankle. Raven Press 1992: S. 20.
- Abbildung 4-16 Tachdjian MO. The child's foot. 1985 W.B. Saunders: S. 64.
- Abbildung 4-17 Burnett CN, Johnson EW. Development of gait in childhood. Part I+II. Dev. Med. Child. Neurol. 1971; 13: S. 212-213.
- Abbildung 4-18 Tachdjian MO. The child's foot. 1985 W.B. Saunders: S. 66.
- Abbildung 4-19 selbst
- Abbildung 4-20 selbst
- Abbildung 4-21 Imhoff AB, Zollinger-Kies H. Fußchirurgie. Thieme 2004: S. 29-30.
- Abbildung 4-22 Hennig EM, Staats A, Rosenbaum D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. Foot Ankle 1994; 15(1): S. 37.
- Abbildung 4-23 Maier E, Killmann M. Kinderfuß und Kinderschuh. 1. Auflage 2003, Verlag Neuer Merkur: S. 120.
- Abbildung 4-24 [www.schuhinstitut.de](http://www.schuhinstitut.de)
- Abbildung 4-25 Debrunner AM. Orthopädie, orthopädische Chirurgie. 3. Auflage 1994, Verlag Hans Huber Bern: S. 885/887.

# Danksagung

---

Herrn Prof. Dr. med. Jochen Eulert möchte ich für die Unterstützung der Arbeit und die Schaffung der notwendigen Freiräume danken.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Markus Walther danke ich ganz herzlich für die Überlassung des Themas und für seine hervorragende Betreuung und Beratung bei der Erstellung der vorliegenden Dissertationsarbeit.

Den Mitarbeitern des biomechanischen Labors der adidas-Salomon AG, insbesondere Herrn Dipl. Mathematiker Dr. Berthold Krabbe, Harald Körger, Karsten Westphal, Frank Kleindienst und Ute Dittrich möchte ich für die Unterstützung bei der Testdurchführung, Datenaufnahme und Datenanalyse sowie die Bereitstellung von Quellenmaterial danken.

Meinen Eltern danke ich für ihre finanzielle und persönliche Unterstützung.

Ein spezieller Dank gilt meiner Verlobten Alexandra Berberich für ihre Rücksichtnahme und ihren Ansporn während der Entstehung der Arbeit.

# Lebenslauf

---

## Persönliche Daten

Dirk Herold, geboren am 14.06.1977 in Würzburg als Sohn von Doris und Dr. Hanno Herold. Familienstand ledig, Staatsangehörigkeit deutsch.

## Schulbildung

1983 bis 1987 Besuch der Grundschule Werbach-Wenkheim

1987 bis 1996 Matthias-Grünwald-Gymnasium, Taubertbischofsheim

## Wehrdienst

09/1996 bis 07/1997 Sanitäter in Hardheim/Odenwald

## Studium

11/1997 bis 05/2004 Studium der Humanmedizin,  
Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

08/1999 Physikum

08/2000 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

03/2003 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

04/2003 bis 03/2004 Praktisches Jahr

05/2004 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

## Beruf

Seit 06/2004 Arzt im Praktikum für Chirurgie,  
Caritas-Krankenhaus Bad Mergentheim



Dirk Herold