

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie,  
physikalische Medizin und Rehabilitation der  
Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

**Ganganalytische Studie zur Entlastungs-Coxa-valga  
(antetorta) orthetisch und prothetisch versorgter Kinder**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von

**Asser Sallam**

Aus Gharbeya/Ägypten

2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Bernhard Heimkes

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Lugo Borggräfe  
Priv. Doz. Dr. Hermann Anetzberger  
Prof. Dr. Wolfgang Böclher

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Christian Ziegler

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 11.06.2015

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Problemstellung und Zielsetzung</b>	<b>1</b>
<b>2. Literaturüberblick</b>	<b>2</b>
2.1 Das gesunde Hüftgelenk	2
2.1.1 Anatomie	2
2.1.1.1 Die Hüftgelenkspfanne (Acetabulum)	3
2.1.1.2 Der Schenkelhalskopf (Caput femoris)	4
2.1.1.3 Der Schenkelhals (Collum femoris)	5
2.1.1.4 Der Femurtorsionswinkel	6
2.1.2 Das biomechanische Hüftmodell	6
2.1.2.1 Hüftmodell nach Pauwels	6
2.1.2.2 Hüftmodell nach Heimkes	8
2.1.3 Die trabekuläre Struktur des proximalen Femurs	10
2.2 Die Theorie der kausalen Histogenese nach Pauwels	13
2.3 Adaptationsfähigkeit des Knochengewebes	16
2.4 Coxa valga	16
2.5 Das menschliche Gangbild	19
2.5.1 Voraussetzungen des normalen Gehens	19
2.5.2 Gangzyklus und seine Phasen	20
2.5.2.1 Initialer Kontakt	21
2.5.2.2 Stoßdämpfungsphase	21
2.5.2.3 Mittlere Standphase	21
2.5.2.4 Terminale Standphase	21
2.5.2.5 Vorschwungphase	21
2.5.2.6 Initiale Schwungphase	23
2.5.2.7 Mittlere Schwungphase	23
2.5.2.8 Terminale Schwungphase	23
2.5.3 Normales Gehen bei Kleinkindern	23
2.5.4 Krafteinwirkung am Hüftgelenk während des Gangzyklus	24
2.6 Ganganalyse	24
2.6.1 Weg-Zeit-Parameter	25
2.6.2 Kinematik	26
2.6.3 Kinetik	26
2.6.4 Elektromyographie	27
<b>3. Fragestellung und Ziele dieser Arbeit</b>	<b>28</b>
<b>4. Hypothesenbildung</b>	<b>28</b>

<b>5. Patientengut und Methodik .....</b>	<b>29</b>
5.1 Studiendesign.....	29
5.2 Aufklärung der Patienten .....	29
5.3 Studienaufbau .....	29
5.3.1 Patienten.....	29
5.3.2 Auswahlkriterien zur Studienaufnahme .....	30
5.3.2.1 Einschlusskriterien.....	30
5.3.2.2 Ausschlusskriterien .....	30
5.3.2.3 Fallzahlanalyse .....	30
5.4 Strukturmerkmale der Patienten .....	31
5.4.1 Demografische Daten .....	31
5.4.2 Assessmentsystem (UCLA Activity-Level Rating) .....	31
5.5 Die Untersuchungen.....	31
5.5.1 Klinische Untersuchung .....	31
5.5.2 Radiologische Untersuchung .....	33
5.5.2.1 Die verwandten Winkel und Messstrecken am Schenkelhals .....	34
5.5.2.2 Die verwandten Winkel an der Epiphyse .....	35
5.5.2.3 Die verwandten Winkel und Messstrecken am Acetabulum.....	36
5.6 Instrumentelle Ganganalyse .....	41
5.6.1 Messverfahren der Ganganalyse .....	41
5.6.1.1 Aufbau und Anordnung der Hardware-Komponenten .....	41
5.6.1.2 Vorbereitung der Kinder .....	42
5.6.1.3 Kalibrierung der Fußbodenebene .....	43
5.6.1.4 Eingabe der anatomischen Punkte.....	43
5.6.1.5 Überprüfung.....	44
5.6.1.6 Messdurchgang und Aufzeichnung der Schrittzyklen.....	44
5.6.2 Die gebräuchlichsten Messparameter .....	45
5.6.2.1 Die Weg-Zeit-Parameter.....	45
5.6.2.2 Der Gangzyklus .....	46
5.6.2.3 Kinetik.....	46
5.6.2.4 Kinematik .....	46
5.7 Datenanalyse und statistische Methoden .....	46
5.7.1 Deskriptive Statistik.....	47
5.7.2 Korrelationen.....	48
<b>6. Ergebnisse .....</b>	<b>49</b>
6.1 Ergebnisse der klinischen Untersuchung .....	49
6.2 Ergebnisse der radiologischen Untersuchung.....	52

6.2.1	Messwerte den Schenkelhals betreffend .....	52
6.2.1.1	pCCD-Winkel.....	52
6.2.1.2	Lesser Trochanter to Articular Surface Distance (LTA).....	54
6.2.2	Messwerte die Epiphyse betreffend .....	56
6.2.2.1	Kopfepiphysen-Femurschaft-Winkel (KF).....	56
6.2.2.2	Kopfepiphysen-Y-Fugen Winkel (EY).....	58
6.2.2.3	Kopfepiphysen-Schenkelhalswinkel (KE) .....	60
6.2.3	Messwerte das Acetabulum betreffend .....	62
6.2.3.1	Sharp-Ullmann-Winkel.....	62
6.2.3.2	Acetabulum-Winkel (AC) .....	64
6.2.3.3	Zentrum-Ecken-Winkel (CE).....	66
6.2.3.4	Tear Drop Distance (TDD) .....	68
6.2.3.5	MP-Quotient .....	70
6.3	Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse .....	72
6.3.1	Kinetik.....	72
6.3.1.1	Weg-Zeit-Parameter und Gangzyklus.....	72
6.3.1.2	Druck .....	74
6.3.1.3	Kraft .....	75
6.3.2	Kinematik.....	76
6.3.2.1	Becken .....	76
6.3.2.2	Hüfte .....	78
6.3.2.3	Knie- und Sprunggelenk.....	80
6.3.3	Standanalyse .....	81
6.3.3.1	Center of Pressure (COP).....	81
6.3.3.2	Gesamtbelastung.....	82
<b>7.</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>83</b>
7.1	Diskussion der Ergebnisse .....	83
7.1.1	Diskussion der Ergebnisse der klinischen Untersuchungen .....	83
7.1.2	Diskussion der radiologischen Messungen .....	84
7.1.2.1	pCCD-Winkel.....	84
7.1.2.2	Lesser Trochanter to Articular Surface Distance (LTA).....	85
7.1.2.3	Kopfepiphysen-Femurschaft-Winkel (KF-Winkel) .....	86
7.1.2.4	Der Epiphysenfuge-Y-Winkel (EY-Winkel) .....	87
7.1.2.5	Der Kopfepiphysen-Schenkelhalswinkel (KE-Winkel) .....	87
7.1.2.6	Der Sharp-Ullmann-Winkel .....	88
7.1.2.7	Der Acetabulum-Winkel (AC-Winkel) .....	89

7.1.2.8 Der Zentrum-Ecken-Winkel (Center Edge Angle, CE-Winkel) .....	89
7.1.2.9 Der Tränenfigur-Abstand (Tear Drop Distance, TDD) .....	90
7.1.2.10 MP-Quotient .....	90
7.1.3 Ganganalyse .....	91
7.1.3.1 Weg-Zeit-Parameter .....	91
7.1.3.2 Gangzyklus .....	92
7.1.3.3 Druck .....	93
7.1.3.4 Kraft .....	93
7.1.4 Instrumentelle Ganganalyse: Kinematik .....	94
7.1.4.1 Kinematik: Becken .....	94
7.1.4.2 Kinematik: Hüfte .....	95
7.1.5 Standanalyse .....	98
7.2 Klinische und theoretische Relevanz der Ergebnisse .....	98
7.3 Diskussion der angewandten Methodik .....	99
<b>8. Zusammenfassung .....</b>	<b>102</b>
Literaturverzeichnis .....	<b>104</b>
Danksagung .....	<b>117</b>
Anhang .....	<b>118</b>
Anhang I Demografische Daten des Untersuchungsguts .....	118
Anhang II Klinische Befunde des Untersuchungsguts .....	119
Anhang III Radiologische Befunde des Untersuchungsguts .....	123
Anhang IV Untersuchungsbogen .....	127
Anhang V Aufklärungsbogen und Einwilligungserklärung .....	131
Anhang VII Einzelberichte der Ganganalyse des Untersuchungsgutes .....	134
Abkürzungsverzeichnis .....	<b>144</b>
Abbildungsverzeichnis .....	145
Tabellenverzeichnis .....	148
Ethisch-rechtliche Unbedenklichkeitserklärung .....	<b>150</b>

## 1. Problemstellung und Zielsetzung

Ein gesundes Kind belastet die Gelenke der unteren Extremität beim Gehen und Laufen jeden Tag ca. 10000 bis 15000 Mal [1-4]. Der beim Lastwechsel wirksame funktionelle Reiz modelliert hierbei die Gelenke aus. Die Kinder, die aufgrund einer nicht behebbaren Unterschenkel- oder Fußdeformität dauerhaft teilentlasten, belasten die zugehörige Hüfte so wenig, dass sich eine einseitige Entlastungs-Coxa-valga oder sogar eine operationsbedürftige Entlastungsdysplasie entwickelt.

Im klinischen Alltag fiel auf, dass bei primär völlig hüftgesunden Kindern, welche aber jahrelang durch eine einseitige Beinverkürzung oder hüftferne Deformität aufgrund eines Defekts am Kniegelenk, am Unterschenkel oder am Fuß oder einer Unterschenkelamputation auf Orthesen bzw. Prothesen angewiesen waren, eine Coxa valga nachweisbar war [5].

Außerdem ist in der Theorie durch eine Minderung der Muskelkraft im Rahmen der Entlastung ein geringerer Wachstumsdruck an der Trochanterapophyse zu erwarten und somit das Wachstum des Trochanters gehemmt [5]. Über eine veränderte Kraftausrichtung der am Hüftgelenk wirkenden Muskelkräfte sollte sich die Epiphysenfuge des Hüftkopfes nach den biomechanischen Gesetzmäßigkeiten horizontaler ausrichten und die Entwicklung einer Coxa valga die Folge sein [6].

Die gesehenen Verformungen zeigen beispielhaft die Gültigkeit der kausalen Histogenese. Nach der Gesetzmäßigkeit „form follows function“ deformiert die veränderte Muskel- und Schwerkraftfunktion des einseitig entlastenden Kindes das Hüftgelenk [7].

Den zahlreichen Erkrankungen, die zur Entlastung und Orthesenversorgung führen können, mit den damit verbundenen ungünstigen Auswirkungen auf die Gehfähigkeit der Patienten, können sehr unterschiedliche primäre Pathologien zugrunde liegen. Die resultierenden Anomalien der Gangmechanik jedoch lassen sich vier funktionellen Kategorien zuordnen: Fehlbildung, Muskelschwäche, Störung der motorischen Kontrolle und Schmerz [8].

Ziel des vorgeschlagenen Projekts sollte es sein, mittels instrumenteller Ganganalyse an orthesenpflichtigen Kindern Gangkriterien herauszufiltern, die dazu beitragen, die Pathogenese der Entlastungs-Coxa-valga und Entlastungsdysplasie zu beleuchten.

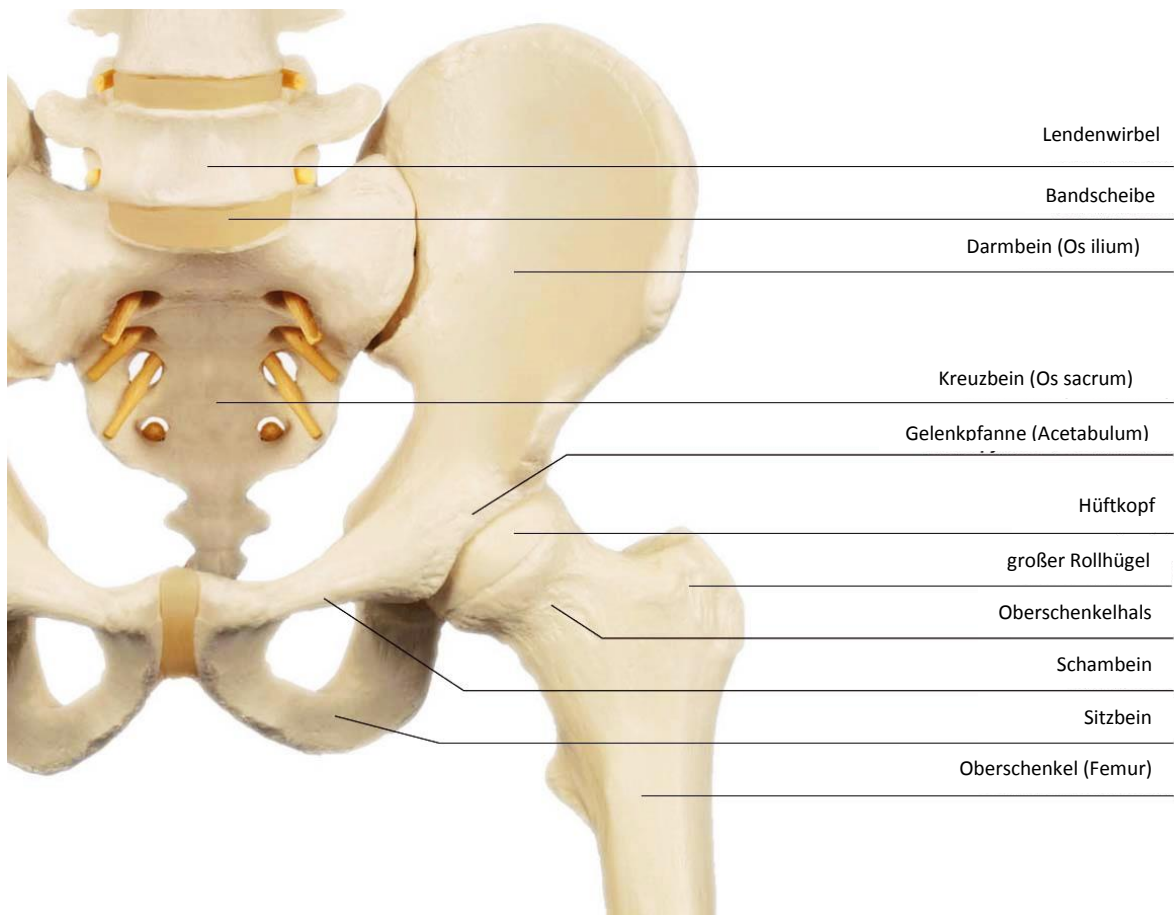
Mit Hilfe der Ergebnisse könnte auch geklärt werden, welche Kinder besonders überwachungsbedürftig sind, evtl. ergeben sich auch Hinweise zur besseren Gestaltung von Orthesen.

## 2. Literaturüberblick

### 2.1 Das gesunde Hüftgelenk

#### 2.1.1 Anatomie

Das Hüftgelenk ist ein modifiziertes Kugelgelenk (Abb. 2.1). Die Stabilität dieses Gelenkes erfolgt durch seine knöcherne Strukturen, eine das Gelenk umschließende Hüftgelenkscapsel, zahlreiche kräftige Bandstrukturen und auch umgebende Muskulatur. Aufgrund seiner Kugelform und auch der anatomischen Form befähigt das Hüftgelenk Bewegungen in allen drei Ebenen des Raumes. Der Bewegungsumfang des Hüftgelenks setzt sich wie folgt zusammen: Streckung/Beugung, Abspreizung/Anspreizung und Außendrehung/Einwärtsdrehung [9].

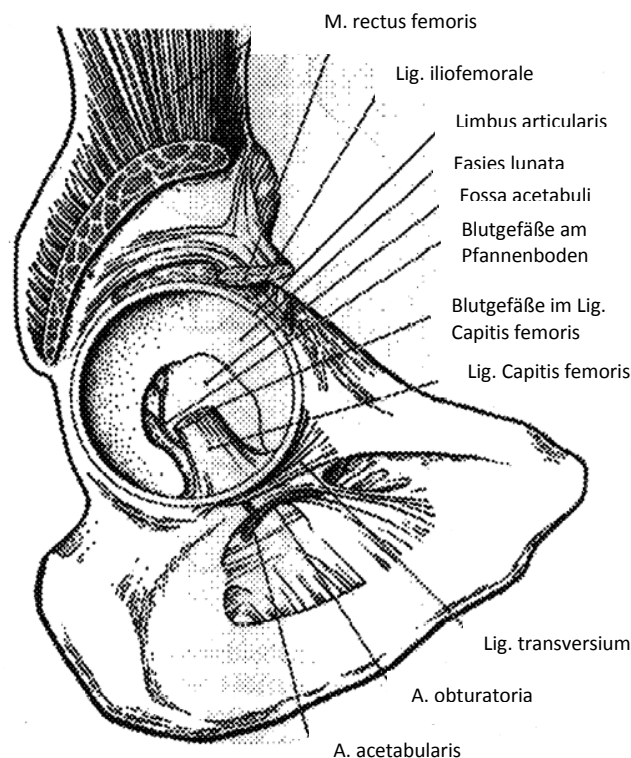


**Abb. 2.1:** Knöcherne Struktur des Hüftgelenks

(in: Hochschild J: Strukturen und Funktionen begreifen: funktionelle Anatomie, therapierelevante Details. 2. LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität: Thieme; 2008 [9])

### 2.1.1.1 Die Hüftgelenkspfanne (Acetabulum)

Die Hüftpfanne wird von allen drei Hüftknochen – Darmbein (Os ilium), Sitzbein (Os ischii) und Schambein (Os pubis) – gebildet [10]. Es besteht aus einer halbmondförmigen Gelenkfläche. Die Knorpelfläche (der Facies lunata), die den physiologischen Belastungszonen der artikulierenden Gelenkkörper entspricht, ist etwa zwei Zentimeter lang und 0,3 Zentimeter dick. In der Mitte ist das Acetabulum zur Fossa acetabuli ausgehöhlt. Sie ist mit lockerem Binde- und Fettgewebe ausgefüllt, das dünne Blutgefäße enthält und zur Stoßdämpfung des Schenkelhalskopfes auf die Pfanne dient (Abb. 2.2). Der Pfannenrand wird durch einen Knorpelsaum erhöht, die Pfannenlippe (Labrum acetabulare), sodass der Femurkopf über seinen Äquator hinaus umfasst wird. Gelenkpfanne, Gelenkkopf und Bänderkomplex gewährleisten eine außerordentlich große Belastbarkeit (Abb. 2.3). Der am unteren Pfannenrand verbleibende Einschnitt (Incisura acetabuli) wird durch ein Band (Ligamentum transversum acetabuli) verschlossen [10].

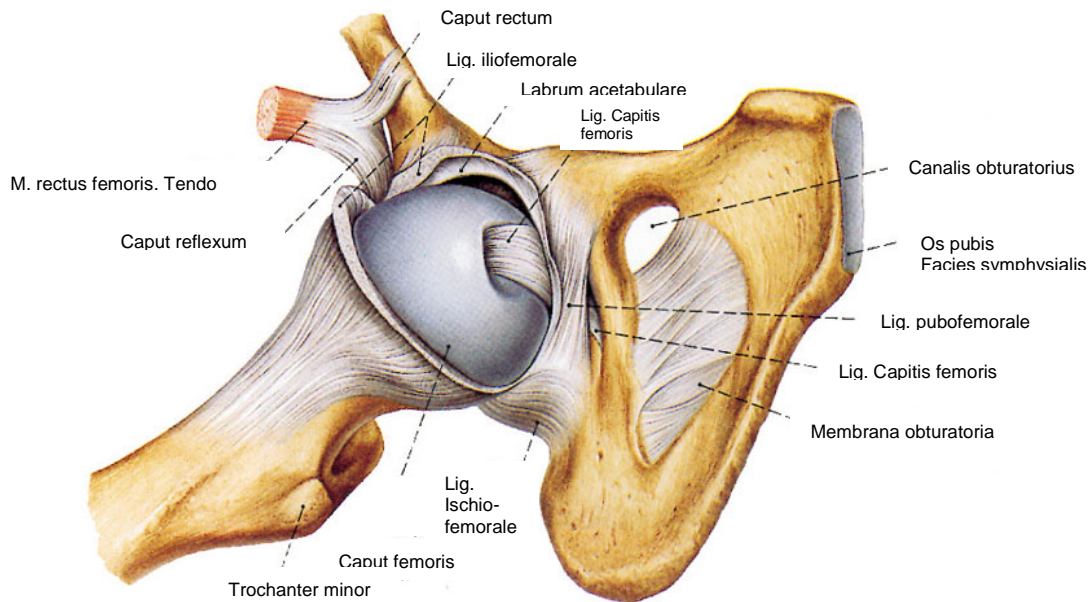


**Abb. 2.2:** Einblick in die Hüftpfanne

(in: Tönnis DA: Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 1984 [11])

Die Hüftpfannenausrichtung wird in der Regel durch zwei Winkel bestimmt: Neigung (Abduktion) und Anteversion (Flexion) [12]. Der Pfannenneigungswinkel und der Anteversionswinkel sind alters- [13] und geschlechtsabhängig [14, 15]. Als Maximalwert wurde der

Pfannenneigungswinkel in der kindlichen, jugendlichen und erwachsenen Hüfte mit Werten von 52°, 49° und 45° angegeben [13, 16-18]. Der Anteversionswinkel liegt im Durchschnitt zwischen 15-20° [14, 18, 19]. Frauen haben signifikant höhere Werte sowohl des Pfannenneigungswinkels als des Anteversionswinkels als Männer [14, 15].



**Abb. 2.3:** Rechtes Hüftgelenk von vorn

(in: Hochschild J: Strukturen und Funktionen begreifen: funktionelle Anatomie, therapierelevante Details. 2. LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität: Thieme; 2008 [9])

Die Y-Fuge verknöchert am Wachstumsende. Für die normale Verknöcherung ist eine richtige Stellung von Hüftkopf gegen Hüftpfanne notwendig, da die entstehenden Kräfte und Belastungen die Verknöcherung reizen. Falls Hüftkopf und Hüftpfanne fehlgestellt sind, kommt es zu einer Verknöcherung der Fehlstellung und nachfolgend zur Entwicklung einer Hüftdysplasie [20].

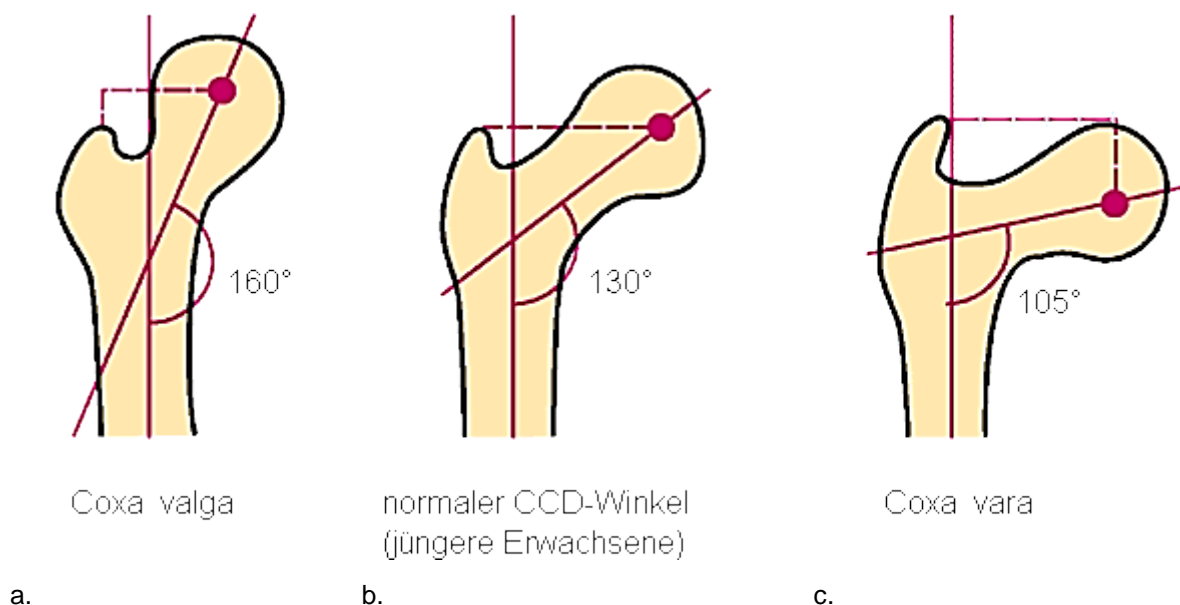
### 2.1.1.2 Der Schenkelhalskopf (Caput femoris)

Der Schenkelhalskopf stellt zwei Drittel einer Kugel mit konstantem Radius von ca. 2,5 cm dar. Seine Mittelpunktslage entspricht der der Hüftpfanne. Am oberen Pol des Schenkelhalskopfes liegt die Fovea capitis vor. Damit erfolgt eine Belastungsverteilung auf einen Ring um den oberen Pol. Der Schenkelkopf ist zu zwei Dritteln überknorpelt, ventral und dorsal etwas tiefer als an den Seiten. Die Knorpelpartien von Kopf und Pfanne stellen eine anatomische Einheit des gesunden Hüftgelenks dar. Im Lig. capitis femoris verläuft ein dünner Zweig der Arteria obturatoria, die Arteria capitis femoris. Dieser ist an der arteriellen Versorgung des Hüftkopfes beteiligt und ist für seine Frühentwicklung notwendig. In Gelenkneutralstellung liegen sich die Fossa acetabuli,

der Ursprung des Lig. capitis femoris und Fovea capitis einander gegenüber. Der Kopfepiphysenkern sowie der Kern im Bereich des Trochanter major kontrolliert die entwicklungsbedingte Verknöcherung des proximalen Femurendes. Wachstumsstörungen durch verspätetes Auftreten der Kerne können zu Dysplasien führen [10].

### 2.1.1.3 Der Schenkelhals (Collum femoris)

Der Schenkelhals wird fast vollständig von der Hüftgelenkkapsel umschlossen, die vorn bis zur Linea intertrochanterica des Femurs zieht und hinten bereits in der Mitte des Schenkelhalses endet. Seine Abwinkelung gegenüber dem Femurschaft wird durch Belastung bedingt. Die Antetorsion ermöglicht und limitiert die Innen- und Außenrotationsfähigkeit des Oberschenkelknochens [20]. Die Neigung des Schenkelhalses wird durch den Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel nach Müller) beschrieben. Er wird von einer Geraden durch den Femurschaft und einer Geraden durch das Hüftkopfbereich und die Mitte des Schenkelhalses gebildet. Der CCD-Winkel nimmt mit zunehmendem Alter ab. Der CCD-Winkel beträgt beim Neugeborenen etwa  $150^\circ$  und erreicht gemäß den Belastungsverhältnissen des Erwachsenen ein Optimum von etwa  $120^\circ$ - $140^\circ$ . Im Alter und bei Osteoporose vermindert er sich bis auf  $120^\circ$  [10, 17, 21]. Bei einer Verkleinerung des CCD-Winkels unter den physiologischen Wert entwickelt sich eine Coxa vara. Eine Vergrößerung des CCD-Winkels über das physiologische Maß hinaus wird als Coxa valga bezeichnet. (Abb. 2.4) [10].

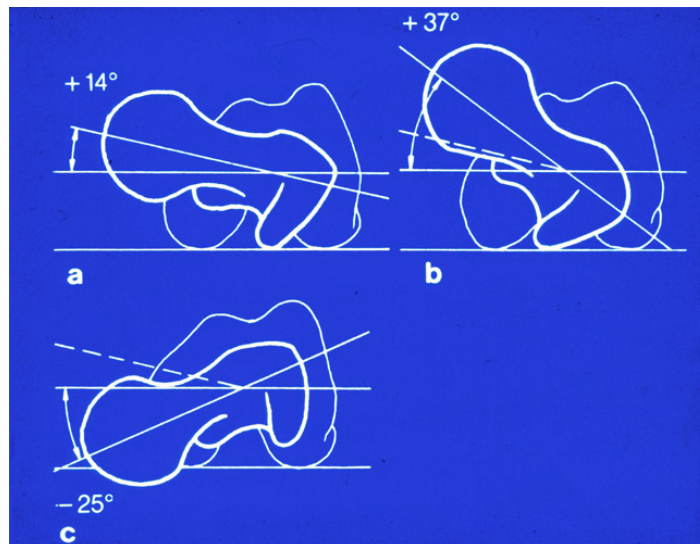


**Abb. 2.4:** Winkelverhältnisse bei a. Coxa valga, b. Coxa norma, c. Coxa vara

(In: Pitzen P, Rössler H: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Orthopädie, 15. Aufl. edn. München Urban & Schwarzenberg; 1984 [22])

#### 2.1.1.4 Der Femurtorsionswinkel

Der Femurtorsionswinkel (Antetorsionswinkel, AT-Winkel) bestimmt die physiologische Drehung des Schenkelhalses gegenüber der transversalen Kniekondylenachse (Abb. 2.5). Das distale Femurende ist dabei im Vergleich zum proximalen um etwa 12-20 Grad nach einwärts (in Richtung Medianebene) gedreht. Der normale Winkel beim Erwachsenen beträgt 14°. Rotationsfehler am Femur, die einer unphysiologischen Veränderung der Antetorsion entsprechen, können bei Innenrotation bis ca. 10° ohne Beschwerden toleriert werden. Ähnlich werden die Außendrehfehler des Oberschenkels bis ca. 15° gut kompensiert. Drehfehlstellungen sollen operativ korrigiert werden, wenn 15° für die Innen- und 20° für die Außenrotation überschritten werden [19, 23]. Beim Neugeborenen beträgt die Antetorsionswinkel im Durchschnitt einen Wert von 31° [10]. Mit zunehmendem Alter bis zum Erwachsenenalter nimmt er bis auf 12° ab. Bei einer Hüftdysplasie ist der Winkel häufig vergrößert [19, 23].



**Abb. 2.5:** Der Femurtorsionswinkel

a. Der normale Winkel, b. Antetorsionsrichtung, c. Retrotorsionsrichtung

(in: Tönnis DA, Heinecke A: Verringerte Pfannenanteversion und Schenkelhalsantetorsion verursachen Schmerz und Arthrose. Teil 1: Statistik und klinische Folgen. Teil 2: Ätiologie, Diagnostik und Therapie. Z Orthop 1999, 137:153-159, 160-167 [23])

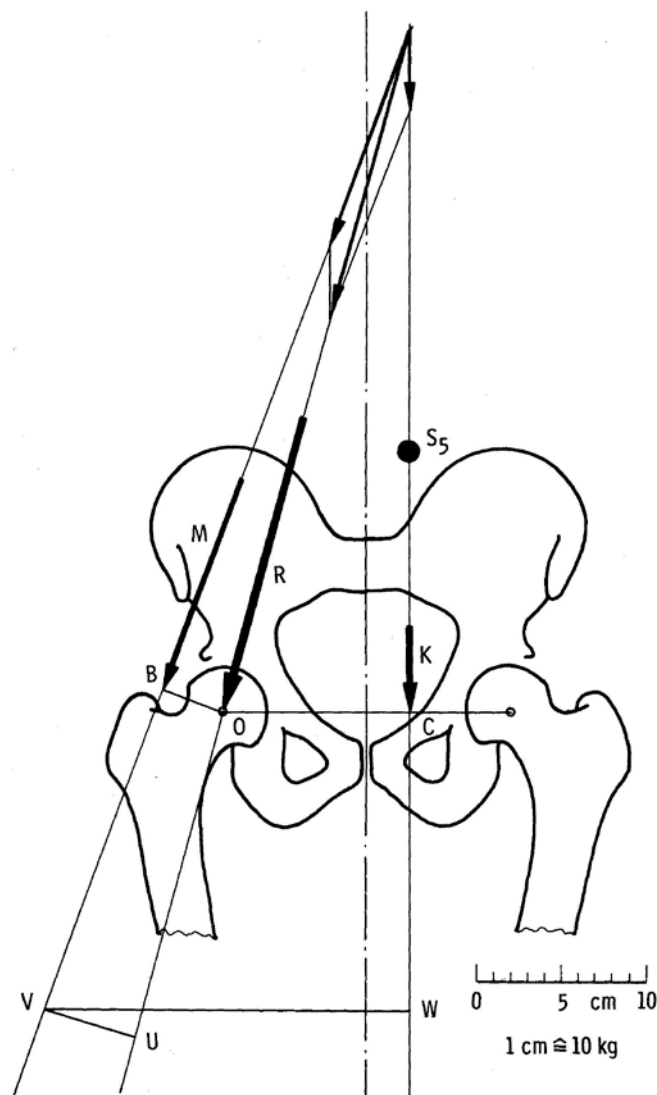
#### 2.1.2 Das biomechanische Hüftmodell

##### 2.1.2.1 Hüftmodell nach Pauwels

Das Pauwels'sche Hüftmodell ist zweidimensional und in der Einbeinstandphase des Gangzyklus illustriert (Abb. 2.6).

Die resultierende Druckkraft  $R$  entspricht den physiologischen Belastungen des proximalen Femurendes, welche beim Gehen auf den Femurkopf des Standbeins einwirken. Im vorliegenden Hüftmodell wurde der Körperschwerpunkt  $S_5$  aufgetragen, welcher medial der Körpervertikalen liegt. Der Schwerpunkt wurde durch das Gewicht des Oberkörpers sowie des Schwungbeins berechnet [24].

Der mit  $K$  bezeichnete Vektor stellt das Körpergewicht ohne dem des Standbeines dar (83 % des Körpergewichts), seine Wirkungslinie zieht durch den Schwerpunkt  $S_5$  [5]. Da das Lot dieses Teilschwerpunktes stark medial liegt, entwickelt sich ein Drehmoment, welches eine Beckenabkipfung in die Mediale bewirken könnte. Deswegen muss die Abduktorenmuskulatur  $M$  einen Ausgleich schaffen. Nach Pauwels setzt sich die Muskelkraft  $M$  aus der Muskelgruppe der pelvitrochantären Muskulatur (Mm. glutei medii und minimi, M. piriformis) und der spinocruralen Muskulatur (M. tensor fasciae latae, M. sartorius und M. rectus femoris) zusammen [24].



**Abb. 2.6:** Pauwels-Modell der Kräfte am Hüftgelenk im Einbeinstand

Abduktoren als Gegendreher zum Körpergewicht (in: Pauwels F: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin [u.a.]: Springer; 1973 [24])

Durch die Gerade ist die Richtung der resultierenden Druckkraft  $R$  festgelegt, die durch den Schnittpunkt der Wirkungslinien von Körperabschnittsgewicht  $K$  und Muskelkraft  $M$  sowie das Drehzentrum des Schenkelkopfes angegeben ist. Hieraus ergibt sich ein Verlauf von medial oben nach lateral unten. Mit der Körpervertikalen schließt diese Gerade einen Winkel von  $16^\circ$  ein [24].

Für die Größe der Muskelkraft  $M$  ist das Verhältnis der Hebelarme besonders wichtig. Deutlich zu erkennen ist, dass die Länge des Hebelarmes des Körpergewichtes  $K$  (Strecke  $OC$ ) etwa der dreifachen Länge des Hebelarmes der Muskelkraft  $M$  (Strecke  $OB$ ) entspricht. In der Folge ist eine Muskelkraft zum Erhalt des Gleichgewichtes über dem Hüftgelenk nötig, welche ca. dreimal so groß sein muss wie das Körperabschnittsgewicht. Als Konsequenz entspricht die resultierende Druckkraft  $R$  ungefähr dem vierfachen des Körperabschnittsgewichtes [5]. Pauwels vergleicht diese Anordnung mit einer Waage, welche zur Vereinfachung und Verdeutlichung immer wieder verwendet wird. Als Grundvoraussetzung sollte erneut erwähnt werden, dass am Hüftgelenk ein Momentgleichgewicht zwischen Teilkörpergewicht (Last) und dessen Lastarm sowie zwischen Muskelkraft der Hüftabduktoren (Kraft) und deren Kraftarm besteht [5, 24].

Pauwels beweist, dass dieses Modell für den Einbeinstand und in der Schwungbeinvorwärtsbewegung beim langsamen Gehen angewendet werden kann. Dynamische Kräfte wurden in diesem Modell nicht berücksichtigt.

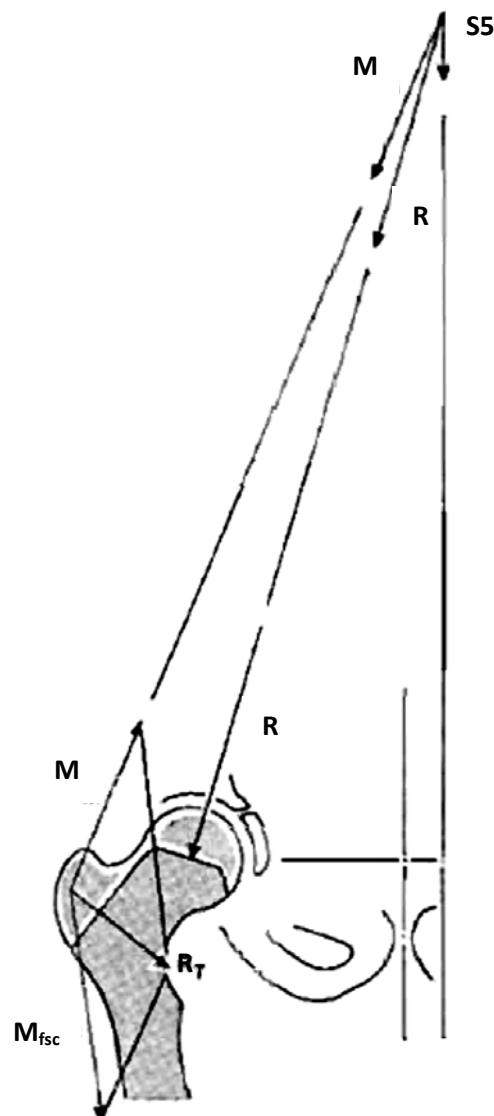
#### **2.1.2.2 Hüftmodell nach Heimkes**

Im Pauwels'schen Hüftmodell wurden nur die Hüftresultierende  $R$  und die auf die Epiphyse einwirkenden Kräfte berücksichtigt, jedoch wurden keine Untersuchungen der auf die trochantäre Apophyse einwirkenden Kräfte durchgeführt. Ein biomechanisches Modell der wachsenden Hüfte wurde von Heimkes [25] auf der Basis anatomischer und radiologischer Untersuchungen der kindlichen Hüftgelenke berechnet. Dieses zweidimensionale Vektormodell beschreibt die im Einbeinstand auf den Epiphysenfugen des Femurkopfes und des Trochanter major einwirkenden Kräfte. Es konnte nachgewiesen werden, dass die trochantäre Apophyse von lateral-kranial auf Druckbelastung beansprucht wird. Somit entspricht sie eine „Druck-Apophyse“. Dieser Druck wird durch zwei Zuggurtungssysteme, einem oberflächlichen (Tractus iliotibialis, *M. tensor fasciae latae* und Teile des *M. gluteus maximus*) und einem tiefen (kleine Glutäen, *M. vastus lateralis*), erzeugt.

Die auf der Trochanterapophyse wirkenden Muskelkräfte könnten als Trochanterresultierende  $R_T$  kombiniert werden. Die Kraftresultierende  $R_T$  wurde als Summe des Muskelvektors  $M$  der *Mm. glutei maximus, medius, minimus* und dem Muskelvektor  $M_{fsc}$ , geschätzt (Abb. 2.7). Der Vektor  $M_{fsc}$  wurde sowohl aus der Traktusspannung als auch den Muskelkräften der

Kniegelenksstrecker, welche über den M. vastus lateralis mit der Trochanterapophyse verbunden sind, erzeugt [5, 25].

Durch die Resultierende  $R_T$  wird die Trochanterapophyse zu einem kranio-lateralen Wachstum stimuliert. Sowohl die Richtung der Muskelresultierenden  $M$  und der Hüftresultierenden  $R$  als auch der CCD-Winkel wurden durch diesen Mechanismus beeinflusst. Während des Wachstums nimmt der Betrag der Trochanterresultierenden zu [26]. Dann entsteht eine Varisierung des Schenkelhalses durch die Stimulation der Trochanterapophyse [25].



**Abb. 2.7:** Kräfteverteilung am wachsenden Hüftgelenk nach Heimkes

Das koxale Femurende wird durch zwei Kraftresultierende  $R$  und  $R_T$  beansprucht.

(In: Heimkes B, Posel P, Plitz W: Studien zur Biomechanik des kindlichen Hüftgelenkes. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1995, 133(4):357-363 [25])

### 2.1.3 Die trabekuläre Struktur des proximalen Femurs

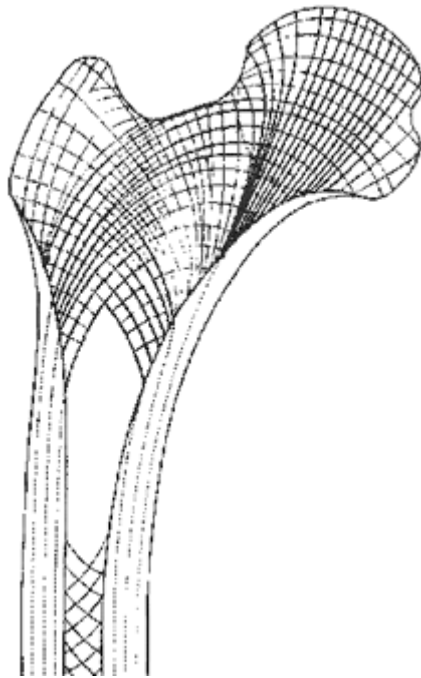
Der lebende Knochen wird laufend erneuert. Dieser Umbauprozess folgt mechanischen Regeln. Dadurch hat Knochen die eigene Fähigkeit, sich ändernden mechanischen Anforderungen anzupassen [23].

Als Anpassung auf veränderte mechanische Belastungen, üblicherweise durch regelmäßige Sportaktivitäten, ändert der Knochen seine innere Struktur und passt seine äußere Form der Funktion an. Dies folgt also auch dem biomechanischen Gesetz „form follows function“ [27, 28].

Ein wirksamer mechanischer Regelkreis im Knochen, der den Umbau des Knochens kontrolliert und zusätzlich die Anpassung an sich ändernde mechanische Anforderungen erlaubt, wurde im ausgehenden 19. Jahrhundert von Julius Wolff vorgeschlagen [27, 28]. Das Wolff'sche Gesetz besagt, dass der Knochen sich aufbaut und an Festigkeit zunimmt, wenn er belastet wird. Wird der Knochen hingegen nicht oder nur wenig belastet, baut er sich ab [29].

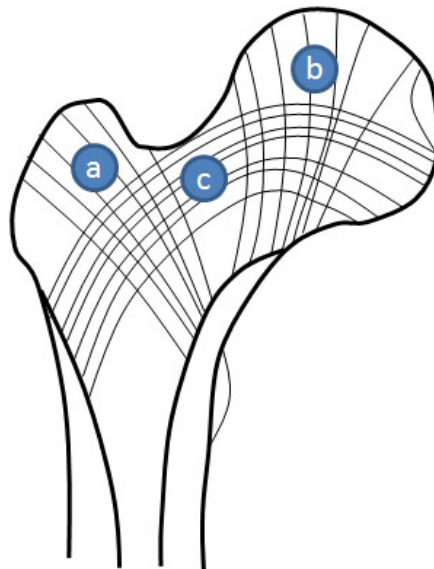
In Hinsicht auf die trabekuläre Innenstruktur des coxalen Femurende unterscheiden Singh et al., 1970 [30] und Kerr et al., 1986 [31] fünf Trabekelbündel (Abb. 2.8): 1. die „*principal compressive group*“ vom oberen Anteil des Femurkopfes bis zur medialen Kortikalis des Femurschaftes, 2. die „*secondary compressive group*“ von der medialen Kortikalis des Schaftes in Richtung Trochanter major verlaufend, 3. die „*greater trochanter group*“ von der Kortikalis des lateralen Schaftes unterhalb des Trochanter major in Richtung kranio-lateraler Trochanteroberfläche orientiert, 4. die „*principal tensile group*“ vom infero-medialen Bereich des Femurkopfes bis zur lateralen Kortikalis des Schaftes unterhalb des Trochanter major und 5. die „*secondary tensile group*“ unterhalb der principal tensile group, der lateralen Kortikalis des Femurschaftes entspringend und wie ein Bogen nach kranio-medial verlaufend [30, 31].

Nach Martens et al., 1983 [32] besteht die trabekuläre Innenstruktur des proximalen Femurs aus drei Haupt-Trabekel-Systemen: das mediale System vom oberen Anteil des Femurkopfes bis zur medialen Kortikalis des Femurschaftes, das Trochanter-System von der medialen Kortikalis des Schaftes in Richtung Trochanter major verlaufend und das Arcuate-System, das in der Kortikalis inferior des Oberschenkelkopfs anfängt, gebogen durch den Oberschenkelhals zur lateralen Kortikalis des Femurschaftsverlaufs mit dem Trabekeln die medialen und Trochanter-Systeme überschneidet (Abb. 2.9).



**Abb. 2.8:** Die Trabekelstruktur des proximalen Femurs nach Wolff

(In: Wolff J: Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum. Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medizin (Virchows Archiv) 1870, 50:389-453 [33])



**Abb. 2.9:** Die Trabekelstruktur des proximalen Femurs nach Martens

a. Trochanter-System, b. Mediales System, c. Arcuate System.

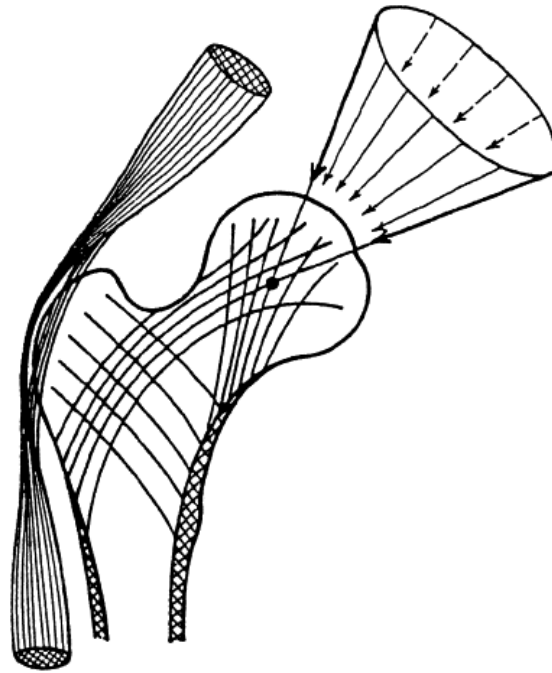
(In: Martens M, Van Audekercke R, Delport P, De Meester P, Mulier JC: The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. Journal of biomechanics 1983, 16(12):971-983 [32])

Der soeben identifizierte Verlauf des Arcuate-Trabekel-Systems und seinen strukturellen Orientierung mit den medialen und Trochanter-Systemen eröffnet neue Einblicke in Bezug auf die am proximalen Femur einwirkenden Kräfte, sodass der Vergleich zwischen den biomechanischen Modellen von Pauwels und Heimkes ermöglicht ist [6]. Beide Autoren verwendeten den Einbeinstand als Grundlage für ihre biomechanischen Modelle. Die beiden Theorien entsprechen sich in den Hypothesen zur Hüftkopfbelastung durch die Körpergewichtskraft [34]. Die Analyse der auf den Trochanter major einwirkenden Kräfte ist der Hauptunterschied zwischen diesen beiden Modellen. Pauwels betrachte nur das auf die Hüfte wirkende Körpergewicht und die Muskelkräfte der am Trochanter major ansetzenden Hüftabduktoren [35, 36]. Tatsächlich dient der Trochanter major auch als Ursprungsstelle des Kniestreckers (vorwiegend der M. vastus lateralis), der zusammen mit den Abduktoren eine gegenziehende Muskelschlinge bildet. Dies ist für die biomechanischen Überlegungen besonders relevant, als es erklärt, ob das proximale Femur lateral druck- oder zugbelastet ist [34].

In Bezug auf den Oberschenkelkopf besteht Konsens in der Literatur, dass das mediale Trabekel-System, das von Kranio-medial nach Kaudo-lateral verläuft, eine strukturelle Konsequenz der Einwirkung des Körpergewichts auf den Oberschenkelkopf aufweist. Daher repräsentiert diese Struktur eine Druckbelastung [30, 32, 37, 38]. Das mediale Trabekel-System ist ungefähr orthogonal sowohl zum Arcuate-Trabekel-System als auch zur Epiphysenfuge des Oberschenkelkopfes ausgerichtet.

Orthogonaler Druck der Knochenoberfläche hat eine zentrifugale zirkuläre Ausbreitung der Kompressionskraft zur Folge [39]. Die Kompressionskraft, die auf den Oberschenkelkopf einwirkt, ist vertikal zu seiner Richtung. Auf zellulärer Ebene wirkt diese Belastung als ein mechanischer Stimulus zur Osteogenese [40, 41].

Die Analyse des trabekulären Systems der lateroproximalen Femurregion (im Bereich des Trochanter major), als erstes identifiziert von Skuban et al. 2009 [6], zeigt eine Strukturierung, die der innerhalb des Femurkopfes sehr ähnlich ist. Das trochantäre Trabekel-System, das in dieser Arbeit erstmals identifiziert und analysiert wurde, ist ebenfalls ungefähr orthogonal zum bogenförmigen Trabekel-System ausgerichtet. Die Ähnlichkeit der Spongiosaarchitektur mit der des Hüftkopfes deutet auf Kompressionskräfte hin, die vom großen Rollhügel aus in mediokaudaler Richtung orientiert sind. Wir gehen wiederum davon aus, dass die Trabekel des Bogensystems, die ungefähr orthogonal zu denen des Trochanter-Systems verlaufen, fungierende Kompressionskraft widerspiegeln (Abb. 2.10). Diese Kompressionskraft, die auf den Trochanter wirkt, dient als mechanischer Stimulus für die Knochenbildung.



**Abb. 2.10:** Trabekelstruktur des proximalen Femurendes und einwirkende Kräfte

(In: Hert J: A new explanation of the cancellous bone architecture. Functional and developmental morphology 1992, 2(1):15-21 [42])

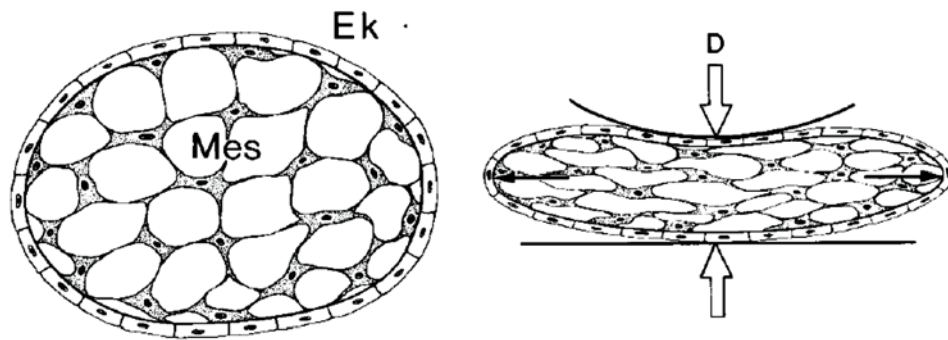
## 2.2 Die Theorie der kausalen Histogenese nach Pauwels

Die Theorie der kausalen Histogenese besagt, dass die Entstehung und Entwicklung der aus Mesenchym stammenden verschiedenen Binde- und Stützgewebe durch die Art der zu erwartenden und sich momentan auswirkenden Kräfte (nämlich Dehnung und hydrostatischer Druck) entscheidend bestimmt werden [43].

Dehnung stimuliert die Ausbildung von Kollagenfibrillen. Das von Ektoderm umschlossene Mesenchym wird bei einwirkendem äußeren Schub oder Druck ( $D$ ) in die Länge gezogen; die Mesenchymzellen differenzieren dabei zu Fibroblasten und synthetisieren Kollagen (Abb. 2.11) in der Dehnungsrichtung [44]. Diese Erkenntnis gilt als erste These der kausalen Histogenese.

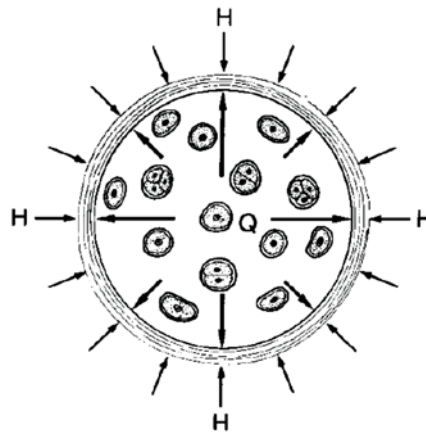
Wenn die Kräfte auf das Mesenchym allseitig einwirken würden (dabei generiert sich eben hydrostatischer Druck), dann würden sich die mesenchymalen Zellen abrunden und im Rahmen einer Stoffwechselumstellung Wasser aufnehmen (Abb. 2.12). Da sich die Einzelzellen dadurch vergrößern würden, würde sich ein dem äußeren hydrostatischen Druck entgegen gerichteter innerer Quellsdruck entwickeln. Durch die dadurch erfolgende Dehnung der Interzellulärsubstanz würde es gemäß der ersten These der kausalen Histogenese zur Bildung konzentrischer Kollagenfibrillen um die einzelnen Zellen und Zellgruppen kommen. Pauwels

formulierte diese Überlegung als zweite These der kausalen Histogenese. Außerdem geht Pauwels davon aus, dass Knorpel bei dauerhafter Deformation nicht erhalten bleiben könne, sondern nur bei intermittierendem hydrostatischem Druck. Bei der dauerhaft mechanischen Belastung würde die chondrale Ossifikation entstehen [44].



**Abb. 2.11:** Druckbeanspruchung der mesenchymalen Zellen

(in: Kummer B: Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates, 1. Aufl. Köln: Dt. Ärzte-Verl.; 2005 [44])



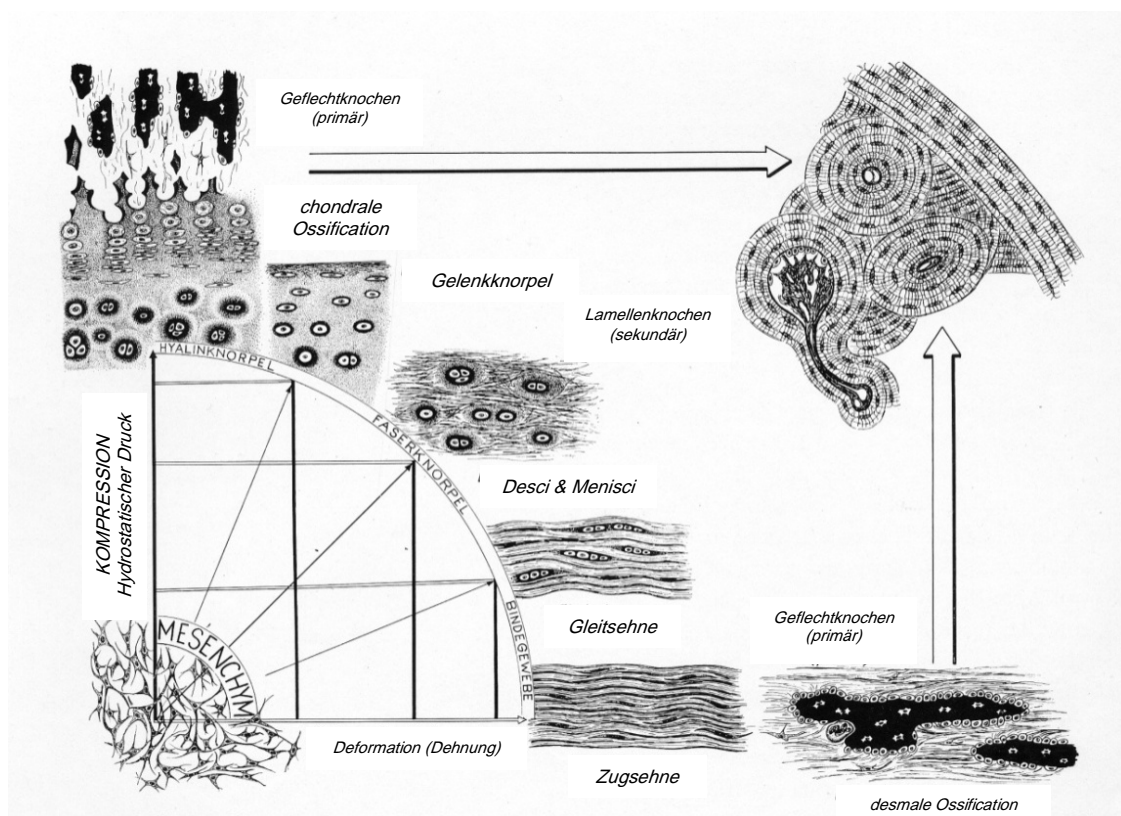
**Abb. 2.12:** Auf Mesenchym allseits einwirkender (hydrostatischer) Druck (H) erzeugt durch Abrundung und Wasseraufnahme der Zellen einen dem äußeren Druck entgegengerichteten inneren Quellungsdruck (Q).

(in: Kummer B: Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates, 1. Aufl. edn. Köln: Dt. Ärzte-Verl.; 2005 [44])

Kombinationen aus der Dehnung und dem hydrostatischen Druck führen zur Entstehung der Mischformen zwischen Binde- und Knorpelgewebe. Pauwels bezeichnete das Binde- und das Knorpelgewebe als primäre Stützgewebe [44].

Im Gegensatz fasste er Knochen als sekundäres Stützgewebe auf. Knochen entwickelten sich aus Knorpel- oder Bindegewebe. Im ersten Fall erfolge eine chondrale Ossifikation, im zweiten Fall eine desmale Ossifikation [24]. Der nach dieser dritten These der kausalen Histogenese entstehende Knochen sei dabei stärker belastbar als die ursprünglichen primären Stützgewebe [44].

Die Theorie der kausalen Histogenese nach Pauwels wurde von Benno Kummer in einem Übersichtsbild dargestellt (Abb. 2.13) [44]. Demnach stimulieren die Dehnungskräfte die Entwicklung von Bindegewebsfasern aus Mesenchym und Kompressionskräften (allseitiger Druck) die Entstehung von Knorpelgrundsubstanz, die später verknöchert.



**Abb. 2.13:** Schema der kausalen Histogenese nach Pauwels

(in: Pauwels F: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin [u.a.]: Springer; 1973 [24])

### 2.3 Adaptationsfähigkeit des Knochengewebes

Adaptationsfähigkeit des Knochengewebes umfasst Osteogenese, Modeling und Remodeling. Das Wolff'sche Gesetz wurde im 19. Jahrhundert aufgestellt. Es besagt, dass der Knochen sich aufbaut und an Festigkeit zunimmt, wenn er belastet wird. Wird der Knochen hingegen nicht oder nur wenig belastet, baut er sich ab [45]. Dieses generelle Prinzip erweitert Wolff in seinen Überlegungen und berichtet: „Every change in the form and function of bones, or of their function alone, is followed by certain definite changes in their internal architecture and equally definite secondary alteration in their external conformation, in accordance with mathematical laws” [46, 47].

Wolff zeigte mit seiner Forschung, dass der Knochen sich in seiner Form an die Funktion anpasst und bei dauerhafter Entlastung verformt. Bei der Analyse von Femurköpfen realisierte Wolff eine Ausrichtung der Knochentrabekel in Richtung der mechanischen Kräfte und benannte damit die mechanischen Kräfte als Ursache für die perfekte Knochenstruktur [33].

Dieses Prinzip wurde im Laufe der Zeit weiter modifiziert, beispielsweise von Wilhelm Roux oder Harold Frost in den 1960er Jahren. Wilhelm Roux formulierte seine Theorie der „funktionellen Adaptation des Knochens“ [48]. Seiner Meinung nach entsteht die Knochenstruktur im Rahmen von Selbstoptimierungsvorgängen: „A functional structure develops as a consequence of the victory of the most qualified elements“ [49]. Apposition und Resorption von Zellen geben Änderung von Knochenbau an.

Koch bestätigte im Jahr 1917 die trajektorielle Theorie, die besagt, dass die Knochentrabekel in Richtung der mechanischen Kräfte ausgerichtet wurden. Er nahm an, dass die Scherspannungen zur Dichtezunahme des Knochens führen können [50, 51].

Frost et al. 1969 berichteten, dass das Bone Remodelling ein Prozess ist, der das synchronisierte Vorliegen von Osteoklasten und Osteoblasten benötigt. Man spricht hierbei vom „Coupling“ [52].

### 2.4 Coxa valga

Während des Wachstums verändert sich der physiologische Schenkelhalswinkel. Der anfänglich große Winkel wird langsam immer kleiner. Normalerweise beträgt dieser Winkel beim Neugeborenen 150°, reduziert sich bis zum 10. Lebensjahr auf etwa 138°, um schließlich beim Erwachsenen 125° zu erreichen [21, 53]. Als Coxa valga (Abb. 2.4) bezeichnet man eine Steilstellung des Schenkelhalses mit Vergrößerung des CCD-Winkels (>140°) [10].

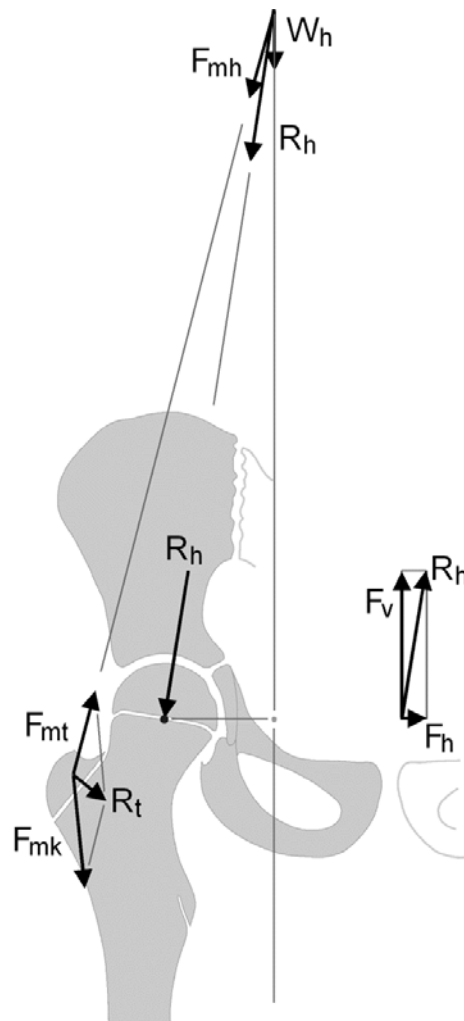
Vielfältige Erkrankungen können einer Coxa valga zugrunde liegen. Muskelimbancen (z.B. Abduktoreninsuffizienz oder Adduktorensasmus bei Kindern mit infantiler spastischer Zerebralparese), Schädigungen im Bereich der Wachstumsfuge des Schenkelhalses oder Trochanter majors (durch Unfall, Tumor oder Entzündung) oder auch Stoffwechselerkrankungen (Rachitis) können zur Veränderung des Winkels führen. Eine Coxa valga führt zu einer vermehrten Beanspruchung der Glutealmuskulatur, Überlastung und schließlich ebenfalls zu einer Insuffizienz [54].

Außerdem entwickelt sich eine Unterfunktions-Coxa-valga infolge verminderter Belastung des Beines im Wachstumsalter. Mau [55] erklärte, dass neben der geringen Belastung des Beines eine Beckenabsenkung aufgrund einer Beinverkürzung vorliegt und zur Verlagerung des Körperschwerpunktes nach der erkrankten Seite führt. Infolgedessen werden die Abduktoren weniger stimuliert und es entsteht eine Entlastungs-Coxa-valga. Somit wird die Entwicklung einer sekundären Pfannendachabflachung durch die vorwiegenden Adduktoren gefördert. Mau [56] berichtete weiterhin, dass eine sekundäre Formveränderung des Pfannendachs im Sinne einer Dysplasie aufgrund einer zugrunde liegenden Hypotonie, einer Hüftabduktorenschwäche oder einer reduzierten Aktivität häufig ist.

Ähnlich erklärte Dihlmann [57], dass die Entwicklung einer Coxa valga im Kindesalter in Folge einer Entlastung des verkürzten Beines, einer längeren Bettlägerigkeit, spastischen Lähmungen oder örtlichen Störungen begünstigt wird. Auch stellte Heimkes fest, dass ein Gleichgewicht zwischen der Einwirkung des Körpergewichts und des Muskelzuges am Hüftgelenk am Schenkelhals vorliegt [26]. Eine Störung des Gleichgewichtes führt zur Richtungsänderungen der druckresultierenden Kräfte und somit auch des Wachstums am Femurende [11]. Ausführlich erklärte Heimkes [26], dass durch Schmerzen oder Schwäche der Glutealmuskulatur eine Entlastungshaltung besetzt wird.

Bei Entlastung des Beins berichteten Heimkes et al [26, 58], dass die Muskelgruppe der Mm. glutei maximi, medii, minimi, tensor fasciae latae sowie Anteilen der Kniestreckmuskulatur nur wenig beansprucht wird. Dadurch wird die Trochanterresultierende  $R_T$  verkürzt (Abb. 2.14), was wiederum zu einem verringerten lateralen Wachstum der Trochanterapophyse führt. Hierdurch kommt es nicht nur zu einem steileren Verlauf der Wirkungslinien der Hüftabduktoren ( $F_{mh}$ ) und der Hüftgelenksresultierenden ( $R_h$ ), sondern auch zu einem zunehmenden waagerechten Verlauf der Epiphysenfuge, da sich die Wachstumsfuge orthogonal zu der auf sie einwirkenden Kraft ausrichtet. Wegen des Wachstums der Epiphysenfuge in einer horizontalen Richtung entwickelt sich der Schenkelhals nach kranial, wodurch eine Coxa valga entsteht. Coxa valga fördert wiederum die Hüftdezentrierung, weil die Hüftzentrierungskraft ( $F_h$ ) offensichtlich reduziert ist. Das biomechanische Gesetz „form follows function“ hat sich damit bestätigt. Es

konnte geklärt werden, dass die Form (die Coxa valga) sich aus der Entlastung und der daraus resultierenden Fehlhaltung oder Fehlbelastung ergibt [5].



**Abb. 2.14:** Kräfteverteilung am Coxa valga nach Heimkes

(In: Heimkes B, Martignoni K, Utzschneider S und Stotz S: Soft tissue release of the spastic hip by psoas-rectus transfer and adductor tenotomy for long-term functional improvement and prevention of hip dislocation. J Pediatr Orthop B 2011, 20(4):212-221 [58])

Friedebold [59] beobachtete, dass durch längere Bettlägerigkeit im Rahmen therapeutischer Maßnahmen funktionelle Defizite auftreten. Bei verminderter Belastung einer Extremität kommt es zu Kalziumverlusten des Knochens sowie Knorpeldefekten und Muskelatrophien. Eine resultierende Veränderung der Muskelkraft führt wiederum zu einer Veränderung des Knochenwachstums im wachsenden Knochen [5].

Bei der Untersuchung der Kinder mit Zerebralparese nach dem GMFCS von Robin et al. [60] zeigte der CDD-Winkel eine stufenweise Erhöhung mit abnehmender Funktionsfähigkeit. Dies

deutete darauf hin, dass Coxa valga eine erworbene Fehlstellung durch Funktionseinschränkungen ist. Außerdem fand Lindemann [61], dass die eingeschränkte Hüftgelenksbeweglichkeit bei Kindern, die mit einem Spreizgips behandelt wurden, zu einer zunehmenden Coxa valga führt. Somit verändert sich die äußere Form und die innere Struktur des Knochens hinsichtlich der Anpassung an eine Bewegungseinschränkung.

Unter den verschiedenen Gehhilfen werden Unterarmgehstützen am häufigsten verwendet. Sie werden eingesetzt, um die Extremität ohne Bodenkontakt nach vorne zu bewegen oder mit einem vorbestimmten anteiligen Körpergewicht zu belasten [5]. Savvidis und Löer [62] berichteten, dass ein einfaches mechanisches Prinzip verwendet wurde, um die am Hüftgelenk wirkenden Kräfte bei teilentlastendem und vollständig entlastendem Gang quantitativ zu bestimmen. Als Voraussetzung hierfür wurde die Aktivität der in der Schwungbeinphase wirkenden Hüftbeugemuskeln durch Elektromyographie erkannt. Im reinen Durchschwunggang (bei vollständiger Ausschaltung der Bodenreaktionskräfte), der als entlastend für das Hüftgelenk empfohlen wird, entstehen Hüftgelenkkräfte mit 85 % des Körpergewichtes. Im Gegensatz dazu führt eine Teilkörperbelastung mit Gliedmaßen-gewicht (ungefähr 12-15 % des Körpergewichts) zu der effizientesten Reduzierung der Hüftkräfte.

Bergmann [63] bestätigte, dass die höchste Hüftentlastung jedoch erfolgt, wenn eine Teilbelastung der Extremität mit Bodenreaktionskräften in Höhe des Eigengewichts durchgeführt wird. Der Wechsel zwischen Be- und Entlastung fördert das Knochenwachstum. Somit wird das Wachstum bei einer dauerhaften Entlastung permanent beeinträchtigt.

Die Compliance des Patienten kann die diagnostischen und therapeutischen Maßnahmen beeinflussen [64]. Auch die Compliance gilt als ein wichtiger Risikofaktor für die Entwicklung der Coxa valga. Eine unregelmäßige Teilnahme an physiotherapeutischen Übungen kann zu einer Schwäche der Hüftmuskeln mit Veränderung der Muskelresultierenden führen [7]. Außerdem kann das Tragen einer Orthese oder einer Schuhsohlenerhöhung durch Verminderung der auf das Hüftgelenk einwirkenden statischen und dynamischen Kräfte zur Fehlentwicklung am Knochen führen [65].

## **2.5 Das menschliche Gangbild**

### **2.5.1 Voraussetzungen des normalen Gehens**

Die grundlegenden Voraussetzungen und Fähigkeiten eines harmonisch fließenden Gangbildes, die dem Körper ermöglichen, sich sinnvoll und entsprechend physiologisch sowie kraftsparend zu bewegen, werden wie folgt dargestellt [66, 67].

Dies sind:

- Gesunde Energieversorgung, gesunde biochemische Abläufe und Stoffwechselvorgänge im Gehirn
- Gesunde Gelenke, Knochen und Muskeln
- Die Fähigkeit, eine aufrechte Haltung einzunehmen und das Gleichgewicht beizubehalten.
- Die Fähigkeit, rhythmische Schritte einzuleiten und aufrechtzuerhalten
- Ein gesundes neurologisches System [68], das Nachrichten empfangen und senden kann. Diese Nachrichten vermitteln dem Körper, wie und wann er sich zu bewegen hat. Dies sind visuelle, vestibuläre, auditive, sensomotorische Eingänge.
- Motivation: Prof. Umpherd, 2000 [69], hat den Begriff M.O.V.E. geprägt, der für die verschiedenen Funktionen des limbischen System steht:
  - M:** Motivation (Wunsch, etwas zu lernen und zu versuchen oder Umstände zu nutzen) und Gedächtnis (Aufmerksamkeit und Erinnern)
  - O:** Olfaktion (Riechen)
  - V:** Viszeraler Bereich (Triebe: Durst, Hunger, Temperaturregulierung, endokrine Funktionen)
  - E:** Emotionaler Bereich (Gefühle und Einstellungen), Selbstbild und Selbstwertgefühl, emotionales Körperbild; tonische Reaktion des motorischen Systems, Einstellungen, soziale Fähigkeiten und Meinungen.

### 2.5.2 Gangzyklus und seine Phasen

Der menschliche Gang stellt eine sich wiederholende Bewegungsabfolge dar [70]. Der Gangzyklus ist als ein Zeitintervall zwischen den exakt gleichen, sich wiederholenden Ereignissen des Gehens definiert. Der Fersenkontakt markiert den Beginn des Gangzyklus [8].

Es gibt zwei Phasen des Gangzyklus. Die *Standphase* (Stance; ca. 62 % des Zyklus) ist der Teil des Zyklus, wenn der Fuß auf dem Boden ist. Danach folgt der Fußsohlenkontakt und bei der Fußablösung (Ferse und Zehen) endet die Standphase, die den Abrollvorgang des Fußes auf dem Boden beschreibt. Die *Schwungphase* (Swing; ca. 38 % des Zyklus) markiert den Zeitraum, in dem der Fuß im Raum ist und den Körper vorwärts bewegt. Dabei werden fünf Stand- und drei Schwungteilphasen unterschieden, die kollektiv folgende drei funktionelle Aufgaben erfüllen: Gewichtsübernahme, Einbeinstand und Vorwärtsbewegung des Schwungbeins (Abb. 2.18) [8]. Die Gewichtsübernahme tritt in der Standphase durch den initialen Kontakt (Initial contact) und die Stoßdämpfungsphase (Loading response) auf. Die 2. Aufgabe der Standphase ist der Einbeinstand. Er wird durch die mittlere Standphase (Mid stance), die terminale Standphase (Terminal stance) und die Vorschwungphase (Pre-swing) vollendet. Die

Schwungbeinvorwärtsbewegung geschieht in der initialen, mittleren und terminalen Schwungphase [8].

#### **2.5.2.1 Initialer Kontakt**

Diese Phase beginnt und endet mit dem initialen Bodenkontakt der Ferse des Referenzbeins. Der Körperschwerpunkt nimmt graduell auf das Referenzbein zu. Beim Fersenkontakt befindet sich das Hüftgelenk in Flexionsstellung. Das Knie ist gestreckt und der Fuß steht in Neutralstellung oder leicht dorsalflektiert. Die Zeitspanne beträgt 0 % eines Gangzyklus [8].

#### **2.5.2.2 Stoßdämpfungsphase**

Diese beginnt mit dem initialen Kontakt und endet mit der Zehenablösung des kontralateralen Beins. Das Referenzbein übernimmt abrupt einen Teil des Körpergewichtes. Dies ist als die erste doppelt unterstützte Standphase (Initial double limb support) bezeichnet. Im Verlauf dieser Phase wird das Hüftgelenk gestreckt. Das Knie ist auch gestreckt. Das Sprunggelenk flektiert nach dorsal weiter. Die Zeitspanne beträgt in etwa 0-12 % eines Gangzyklus [8].

#### **2.5.2.3 Mittlere Standphase**

Nachdem das Standbein das Körpergewicht vollständig übernommen hat, beginnt die mittlere Standphase. Diese trifft das Abheben des kontralateralen Fußes (Toe-off). Die Hüfte und das Knie des Standbeins werden weiter gestreckt. Um die Beckenabkipfung zur Schwungbeinseite zu vermeiden, werden die Hüftabduktoren auf der Standbeinseite aktiv. Das Sprunggelenk steht wieder in Neutralstellung. Abheben der Ferse und Vorwärtsbewegung der Extremität erfolgen, wenn die Plantarflexoren konzentrisch kontrahieren. Die Phase endet mit der Fersenabhebung des Referenzbeins (der Körperschwerpunkt befindet sich senkrecht über dem Vorfuß). Die Zeitspanne beträgt in etwa 12-31 % eines Gangzyklus [8].

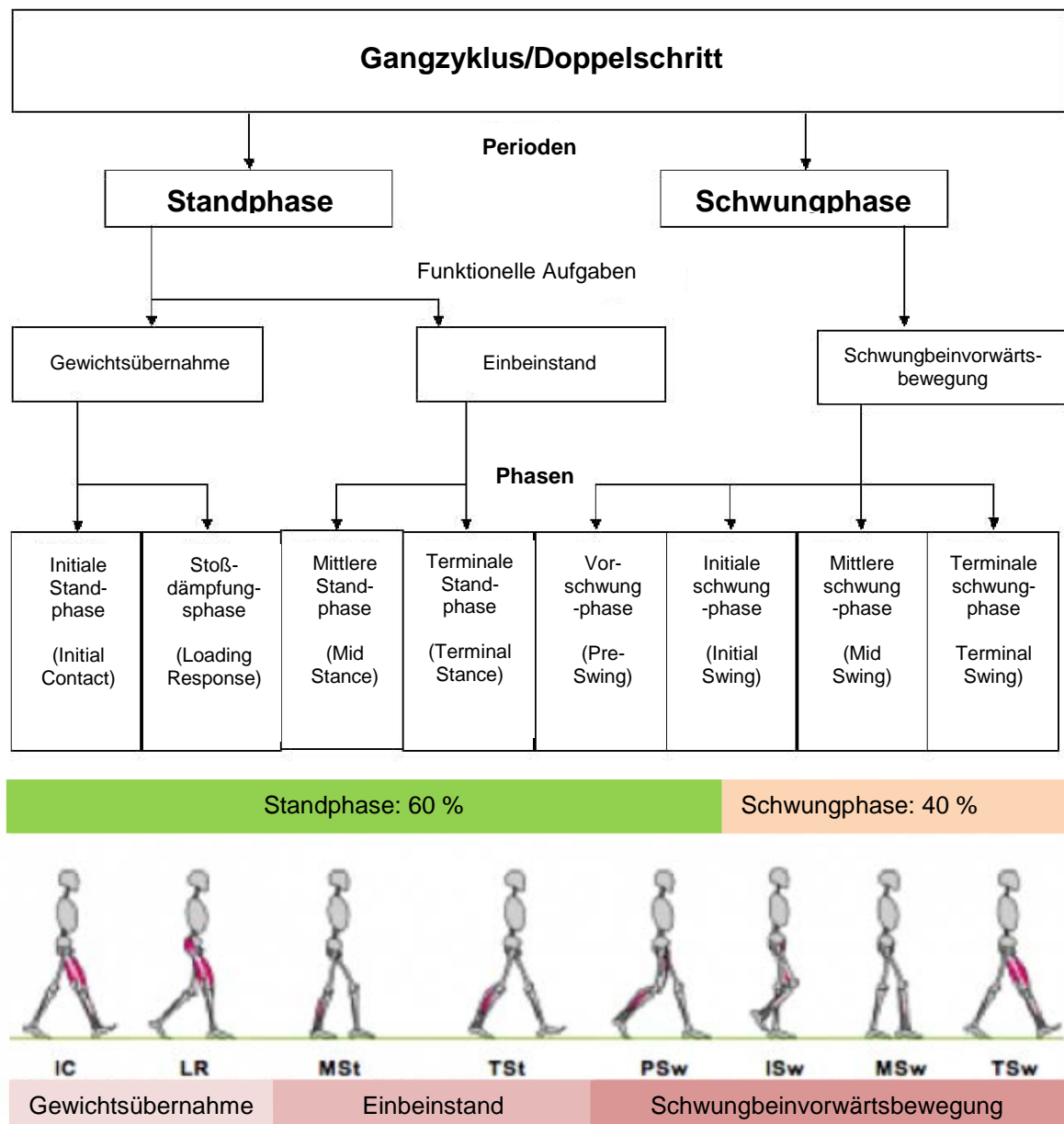
#### **2.5.2.4 Terminale Standphase**

Um die Vorwärtsbewegung des Beins über dem feststehenden Fuß zu steuern, sind die M. gastrocnemii und M. solei des Standbeins aktiv. Das kontralaterale Bein bereitet sich auf den initialen Kontakt vor. Die Fersenabhebung des Referenzbeins erfolgt. Die terminale Standphase endet mit dem Bodenkontakt des kontralateralen Beins. Der Körper wird bis über den kontralateralen unterstützenden Fuß graduell verschoben. Die Zeitspanne beträgt in etwa 31-50 % eines Gangzyklus [8].

#### **2.5.2.5 Vorschwungphase**

Diese Phase beginnt mit kontralateralem Fersenkontakt und endet mit Zehenablösung des Referenzbeins. Diese Phase wird als die zweite doppelt unterstützte Standphase (Terminal

double limb support) bezeichnet. Das Sprunggelenk wird immer stärker plantarflektiert. Die Dorsal-Flexoren des Fußes werden nun tätig. Das Knie beginnt sich zu beugen. Die Hüftadduktoren und die Hüftbeuger sind aktiv. Kurz vor Beginn der Schwungphase erfolgt die Beugung des Hüftgelenkes. Die Zeitspanne beträgt in etwa 50-62 % eines Gangzyklus. Die Vorschwungphase bereitet den Übergang zur Vorwärtsbewegung des Schwungbeins vor [8].



**Abb. 2.15:** Unterteilung des Gangzyklus

(in: Perry J, Burnfield JM: Gait analysis: normal and pathological function, 2nd edn. Thorofare, NJ: SLACK; 2010 [7] und Götz-Neumann K: Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie, 3. Aufl. edn. Stuttgart u.a.: Thieme; 2011 [8])

### **2.5.2.6 Initiale Schwungphase**

In diesem Teil des Gangzyklus wird das Schwungbein vorwärts bewegt, um eine ausreichenden Höhe vom Boden zu erreichen. Er beginnt mit der Abhebung des Referenzbeins. Das Sprunggelenk ist maximal plantarflektiert. Durch Flexion im Hüftgelenk und zunehmende Flexion des Knies wird das Bein nach vorne gebracht. Gegen Ende dieser Phase erreicht der Körperschwerpunkt seine Spitzenhöhe auf dem kontralateralen Bein. Am Ende dieser Phase wird sich das Sprunggelenk sowohl des Stand- als auch des Referenzbeins überkreuzen. Die Zeitspanne beträgt in etwa 62-75 % eines Gangzyklus [8].

### **2.5.2.7 Mittlere Schwungphase**

Während der mittleren Schwungphase wird das Referenzbein weiter vorwärts bewegt. Sie beginnt mit dem Überkreuzen des Stand- und Referenzbeins und endet, wenn der Unterschenkel des Schwungbeins (Referenzbein) vertikal zum Boden steht. Die Zeitspanne beträgt in etwa 75-87 % eines Gangzyklus [8].

### **2.5.2.8 Terminale Schwungphase**

Diese Phase vollendet den Gangzyklus. Der Beginn der Standphase wird dann vorbereitet. Am Ende dieser Phase erreicht der Körperschwerpunkt den niedrigsten Stand. Die Hüfte wird flektiert, das Knie wird extendiert und das obere Sprunggelenk wird in Neutralstellung durch aktive Dorsalflexoren gebracht. Die Hüftextensoren sind am Ende dieser Phase aktiv, um den Schwung zu bremsen. Die Zeitspanne beträgt in etwa 87-100 % eines Gangzyklus [7, 71].

Zusammenfassend, befindet sich der Körperschwerpunkt bei den doppelt unterstützten Standphasen auf seinem niedrigsten Stand. Weiterhin erreicht er seine Spitzenhöhe beim Einbeinstand [8, 72].

## **2.5.3 Normales Gehen bei Kleinkindern**

Das Gehen fängt im Alter von etwa 12-15 Monaten an. In diesem Alter ist die Spurbreite deutlich erkennbar groß. Die kleinen Kinder haben noch keinen Fersenkontakt auf den Boden. Deswegen erfolgt der initiale Kontakt durch flach aufgesetzten Fuß oder durch Vorfußkontakt. Außerdem liegt kein reziproker Armschwung vor [73, 74].

Aufgrund der kürzeren Beine bei Kindern ist eine hohe Kadenz (Schritte/min) auffällig. Sie liegt bei den einjährigen Kindern bei etwa 170 Schritten/min und nimmt bei siebenjährigen auf etwa 140 Schritte/min ab. Die Doppelschrittlänge entspricht etwa der Körpergröße. Zum Beispiel hat ein 0,6 m großes Kind eine Doppelschrittlänge von etwa 0,6 m. Zusätzlich entspricht die

Körpergröße annähernd der Gehgeschwindigkeit. Zum Beispiel hat ein 0,6 m großes Kind eine Gehgeschwindigkeit von etwa 0,6 M/Sek. [8].

Das Gangbild von Kleinkindern weist größere Flexion als das erwachsener Personen auf, und die Beine sind in Schwungphasen mehr außenrotiert. Bei einem siebenjährigen Kind verändert sich die Hüft- und Kniebeugung und liegt annähernd gleich den Werten von Erwachsenen. Beim Alter von 16-18 Jahren, wenn die normale Erwachsenenengangbild erreicht wird, treten feinere Anpassungen des Gangbilds auf [75].

#### **2.5.4 Krafteinwirkung am Hüftgelenk während des Gangzyklus**

Die größte Kraftübertragung erfolgt nach Baumann [76] beim Auffangen des Schrittes in der initialen Stand- und Vorschwungphase. Am Ende des Gangzyklus verursacht die Verzögerung der Trägheitsmassen von Ober- und Unterschenkel einen kräftigen vorwärts gerichteten Druck des Femurkopfes, dies wiederum führt zu einer rückwärts gerichteten Reaktionskraft, welche vom antro-medialen Teil der Hüftpfanne und von Weichteilen übertragen wird.

Während des ersten Teils der Standphase prallt das Körpergewicht abzüglich des Standbeines gegen das Schwungbein, wodurch ein Vorwärtsschub mit etwa 39 % des Körpergewichtes erstellt wird. In der Standphasenmitte gibt es keine ventro-dorsalen Schubkräfte. In den folgenden Zeiträumen formieren sowohl die Massenträgheit des Körpers als auch der aktive Schub der Beinmuskulatur ein Kraft und ein Gegenkraft, wodurch eine Rückwärtsreaktionskraft auf den Femurkopf entsteht. Hier ergibt sich nur eine Krafteinwirkung von 17 % des Körpergewichtes [76]. Im doppelten unterstützten Stand liegt aufgrund überwiegender statischer Belastung beinahe keine Druckbelastung durch Muskelanspannung auf die Hüfte vor. Der Körperschwerpunkt befindet sich senkrecht über der Mitte der Hüftachse [77].

#### **2.6 Ganganalyse**

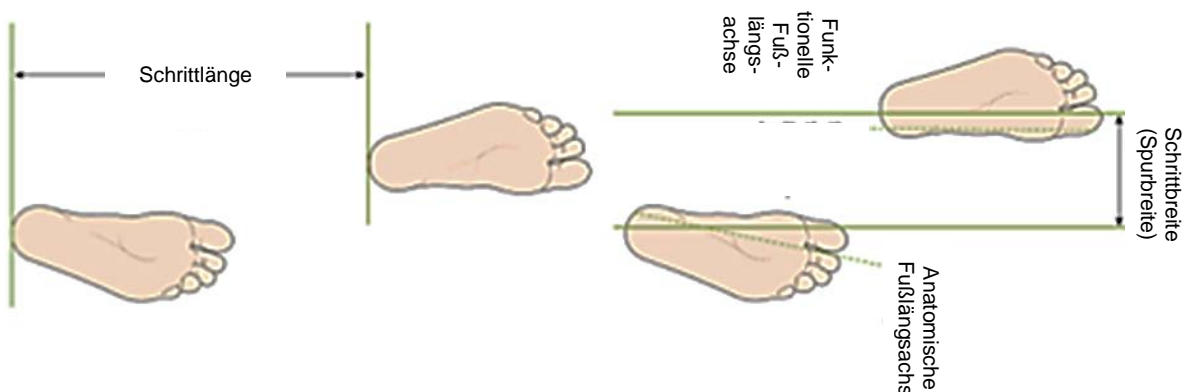
Die Ganganalyse ist ein technisch-wissenschaftliches Verfahren, die ein Teilgebiet der Bewegungsanalyse ist, mit dessen Hilfe das normale und auch pathologische Gehen beschrieben und auf seine Eigenschaften hin bewertet wird [7, 8]. Die Ganganalyse bietet allgemeine Informationen über die Bewegungsabläufe des Gangbilds und ermöglicht es dadurch, Rückschlüsse auf dessen neurologische und mechanische Entwicklung zu ziehen. Insbesondere kann sie dann beschreiben, wie weit das Gangbild dem normalen entspricht oder ob es davon abweicht. Es ist dann zu bestimmen, ob diese Abweichungen zugrunde liegende pathologische Erkrankungen haben und wie diese gegebenenfalls durch therapeutische (z. B. chirurgisch oder

physiotherapeutisch) oder technische Maßnahmen (durch Orthesen oder Prothesen) behandelt werden können [78].

Die Ganganalyse erfolgt hauptsächlich durch die Aufnahme der Weg-Zeit-Parameter sowie das Verfahren der Kinematik (Aufzeichnung des sichtbaren Bewegungsablaufs), der Kinetik (Kraftmessung) und der dynamischen Elektromyographie (Innervationsmuster der Muskeln). Die Leistungsfähigkeit des Gangs kann durch eine Energieverbrauchsmessung beurteilt werden [7, 8].

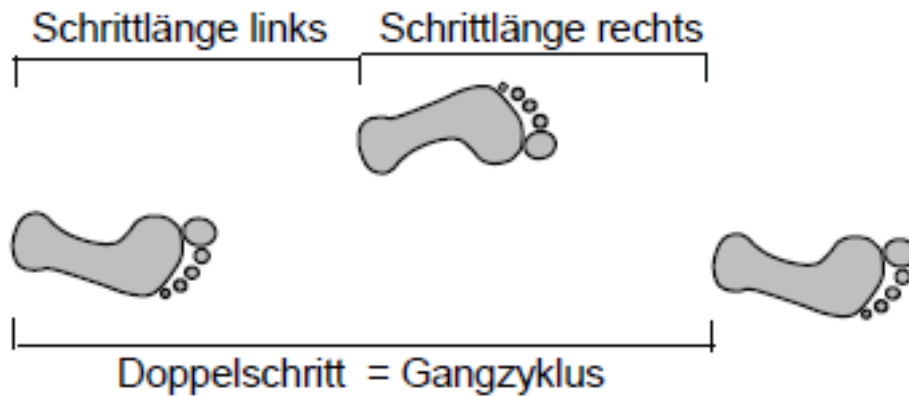
### 2.6.1 Weg-Zeit-Parameter

Die Weg-Zeit-Parameter umfassen die Kadenz, die Schrittlänge, die Schrittbreite (Abb. 2.16), die Doppelschrittlänge, die Zyklusdauer und die Gehgeschwindigkeit. Die Kadenz/Schrittfrequenz ist durch die Anzahl der Schritte pro Minute definiert. Der Abstand zwischen dem initialen Bodenkontakt des Referenzbeins bis zum nächsten Kontakt des gleichen Beins wird als die Doppelschrittlänge (Abb. 2.17) bezeichnet. Die Schrittlänge beschreibt den Abstand zwischen Fersenkontakt des Referenzbeins und Fersenkontakt des kontralateralen Beins. Die Gehgeschwindigkeit (m/s) wird als die zurückgelegte Strecke pro Zeiteinheit definiert [7, 8, 79]. Doppelschrittlänge und Kadenz geben die Gehgeschwindigkeit an. Bei einer physiologischen Erhöhung der Gehgeschwindigkeit nehmen sowohl die Schrittlänge als auch die Schrittkadenz proportional zu. Im Gegensatz dazu nehmen bei einer Verlangsamung die Schrittlänge und Kadenz entsprechend proportional ab. Die Gehgeschwindigkeit zeigt somit einen Überblick für die allgemeine Funktionalität an [80].



**Abb. 2.16:** Schrittbreite und Schrittlänge

(in: Marquardt M: Laufen und Laufanalyse [medizinische Betreuung von Läufern], 1. edn. Stuttgart u.a.: Thieme; 2012 [79])



**Abb. 2.17:** Doppelschritt

(in: Marquardt M: Laufen und Laufanalyse [medizinische Betreuung von Läufern], 1. edn. Stuttgart u.a.: Thieme; 2012 [79])

## 2.6.2 Kinematik

Die kinematische Ganganalyse wird zur Erfassung von Gelenkbewegungsabläufen im zwei- oder dreidimensionalen Raum, unabhängig von Kraft und Körpermasse, herangezogen. Damit wird eine ausführliche Beschreibung der Lageveränderungen von verschiedenen Körperteilen zueinander quantitativ in allen drei Ebenen des Raumes zu jeder Gangphase in Winkelgraden erläutert [81]. Die Winkel an Becken, Hüfte, Knie und oberem Sprunggelenk können durch direkte oder indirekte Methoden gemessen werden. Die indirekten Methoden umfassen eine optische Aufnahme oder den Ultraschall. Die optische Aufnahme wird hauptsächlich durch die Videotechnik durchgeführt [82].

Grundvoraussetzung für die Aufnahme ist ein Bewegungsmodell des menschlichen Körpers. Ein häufig verwendete Modell basiert auf sieben Segmenten, mit denen die Bewegungen der unteren Extremität analysiert werden [82, 83]. Das Becken wird durch ein Segment angegeben und jeweils zwei Segmente beschreiben den Ober- und Unterschenkel, der Fuß wird als eine Linie modelliert. Die Stellung des Beckensegmentes wird hinsichtlich eines Raumkoordinatensystems festgelegt. Mit Verwendung von Markern, die auf bestimmte Punkte der Haut geklebt werden, können die Segmente berechnet und so von den Bewegungen der Marker auf die Bewegungen der betreffenden Segmente geschlossen werden.

## 2.6.3 Kinetik

Die Kinetik beschreibt die Wirkung und Messung von Kräften sowie Gelenkmoment und Leistungen. Bei der Ganganalyse sind die Bodenreaktionskraft, die auf dem Boden durch die

Füße übertragen werden, bestimmbar. Diese Bodenreaktionskraft wird durch die Mehrkomponentenkraftmessplattform bzw. die Druckmesssohle gemessen. Bei den Mehrkomponentenplattformen erfolgt eine summative Messung der Kräfte, die vom Fuß ausgehen, in den drei Raumkoordinaten. Zusätzlich sind die rotatorischen Kräfte und Drehmomente durch dieses Instrument messbar. Zwei Kraftmessplattformen sind nötig, dadurch werden die Kräfte an beiden Beinen synchron gemessen. Im Gegensatz dazu ist eine örtlich aufgelöste Messung der Kraftverhältnisse unter dem Fuß durch die Druckmesssohlen machbar. Allerdings ermöglichen sie nur die Ermittlung des Betrages der räumlichen Druckwirkung. Diese Messungen sind besonders wichtig, um die Fehlbelastungen und Verläufe von Druckangriffspunkten zu bestimmen [84].

#### **2.6.4 Elektromyographie**

Elektromyographie (EMG) weist die Aktivität der Beinmuskeln während eines Gangzyklus auf. Bei den Muskelkontraktionen entstehen elektrische Potenziale, die über der Haut über den betreffenden Muskel durch Sensoren (Elektroden) aufgenommen werden. Dadurch kann die Dauer der Innervation angegeben werden. Mit Verwendung der Elektroden sind die Aktionspotenziale der aktiven Muskelfasern genau messbar. Dadurch wurde ein Summenpotenzial gewonnen, das in seiner Signalstärke von der Anzahl der aktivierten Muskelfasern und deren Entfernung von der Elektrode abhängig ist. Zur richtigen Ganganalyse ist es nur wichtig, einzuschätzen, ob und wann ein Muskel aktiv ist. Das kann über eine Schwellenermittlung für das EMG-Signal erreicht werden [75].

### **3. Fragestellung und Ziele dieser Arbeit**

Nach biomechanischen Gesetzen führt die Entlastung der unteren Extremität bei ipsilateraler Beindeformität zu Hüftverformung. Diese Veränderungen erfolgen biomechanisch nach dem Gesetz „form follows function“. Um die Belastungsgröße in vivo zu bestimmen, kann nur auf die Kräfte, die beim Gehen auf den Boden übertragen werden, zurückgegriffen werden [84]. Ein anderes Messverfahren, das praktisch einfach durchführbar ist, ist die Bestimmung des Fußdrucks auf den Boden. Dadurch ist es möglich, die Gesamtbelastung an der unteren Extremität schätzungsweise zu erfassen.

Ziel des vorgeschlagenen Projekts sollte es sein, mittels instrumenteller Ganganalyse an orthesenpflichtigen Kindern Gangkriterien herauszufiltern, die dazu beitragen, die Pathogenese der Entlastungs-Coxa-valga und Entlastungsdysplasie zu beleuchten. Mit Hilfe der Ergebnisse könnte auch geklärt werden, welche Kinder besonders überwachungsbedürftig sind, evtl. ergeben sich auch Hinweise zur besseren Gestaltung von Orthesen.

### **4. Hypothesenbildung**

Die aufgestellten Hypothesen sollen zunächst auf die entsprechende Nullhypothese ( $H_0$ ) überprüft werden, die Alternativhypothesen ( $H_x$ ) werden jeweils ausformuliert. Als Testniveau wird  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Die Nullhypothese (zweiseitig getestet) wird auf dem 5%-Niveau verworfen.

Wenn ein kindliches Hüftgelenk entlastet (vertreten durch die auf den Boden reduzierten Kräfte und Druck), dann richtet sich der Schenkelhals steiler aus, die Hüftpfanne verläuft steiler und der Hüftkopf dezentriert sich etwas. Als mögliche pathogenetische Faktoren, die zu einer Entlastungs-Coxa-valga führen, muss eine verlängerte Schrittlänge, eine verminderte Belastung des Beines oder auch ein Duchenne-Hinken aufgrund veränderter statischer Verhältnisse an der unteren Extremität in Betracht gezogen werden.

## **5. Patientengut und Methodik**

### **5.1 Studiendesign**

Die Studie ist eine retrospektive, nicht randomisierte klinische und radiologische Studie mit aktuell ergänzter ganganalytischer Studie. Die gesunde Seite der Kinder wurde zum Vergleich mit der entlasteten Seite untersucht. Die Studie war von der Ethikkommission des Fachbereiches Humanmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität München genehmigt worden (Antrag Nr. 487-13).

### **5.2 Aufklärung der Patienten**

Im Rahmen der Studie erfolgte die Patientenaufklärung: Zuerst erhielten die Eltern in einem ausführlichen Aufklärungsgespräch ein Informationsblatt und gaben die Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie ab. Die Aufklärung erfolgte somit mündlich und schriftlich über die Inhalte, den Ablauf und Zweck der Studie.

Anschließend wurde nochmals anhand der Ein- und Ausschlusskriterien vom behandelnden Arzt geprüft, ob das Kind für die Studie in Frage kommt.

### **5.3 Studienaufbau**

#### **5.3.1 Patienten**

Aus dem Datenarchiv der orthopädischen Poliklinik sollten alle zwischen 1995 und 2009 geborenen Kinder herausgefiltert werden, die hüftgesund und dauerhaft einseitig orthesenpflichtig sind. Die hier untersuchten Kinder suchten die Klinik aufgrund Erkrankungen distal des Kniegelenks auf. Bei Diagnosestellung befanden die Kinder sich im Alter zwischen Geburt und 9,75 Jahren. Das Hüftgelenk war primär gesund, jedoch wurde die Röntgendiagnostik des Beckens aufgrund z.B. der Hüftschmerzen oder des Duchenne-Hinkens angefordert. Eine operative Therapie aufgrund der sich darstellenden Veränderungen am Hüftgelenk war nicht erforderlich.

Die Patienten wurden telefonisch kontaktiert und dann gebeten, sich einer Ganganalyse mittels des an unserer Klinik etablierten Ganganalyse-Systems (Zebris Medical GmbH, Isny im Allgäu, FDM-T System mit CMS-HS System zur Stand- und Ganganalyse) zu unterziehen, wobei die gewonnenen Ergebnisse dem in der Regel vorliegenden Röntgenbefund (Beckenübersicht) der Hüften und Beinlänge zugeordnet wurden sollten.

### 5.3.2 Auswahlkriterien zur Studienaufnahme

#### 5.3.2.1 Einschlusskriterien

- Alle Patienten im Kindesalter
- Beide Geschlechter
- Kinder mit intakter neurologischer Steuerung und gesunder Energieversorgung (Funktionierender Stoffwechsel der Muskulatur)
- Kinder mit primär gesunder Hüfte
- Laufen mit Hilfsmittel möglich

#### 5.3.2.2 Ausschlusskriterien

- Kinder mit neuromuskulären Erkrankungen
- Kinder mit Hüfterkrankungen
- Kinder mit Stoffwechselkrankheiten
- Krücken, Gangunsicherheit, frische Operationen

#### 5.3.2.3 Fallzahlanalyse

Zur Fallzahlabschätzung wurden die von Schumann et al. erhobenen Daten herangezogen. Die minimalen Fallzahlen wurden mit den folgenden Angaben berechnet:

Alpha ( $\alpha$ ) Fehler:	0.05
Beta ( $\beta$ ) Fehler:	0.8
Differenz des mittleren pCCD-Winkels beider Gruppen:	11,5°
Standardabweichung:	9,12°

Laut der Analyse mit der nQuery Advisor Software (Statistical Solutions, Boston, USA) sollte die Probenanzahl von zehn Kindern pro Gruppe zu signifikanten Ergebnissen führen.

Aufgrund dieser Fallzahlanalyse wurden zwölf Kinder (24 Hüften: 12 entlastete Hüften und 12 gesunde Hüften), die die Einschlusskriterien erfüllten und auf die kein Ausschlusskriterium zutraf, in die Studie aufgenommen.

Zur Durchführung unserer klinischen und radiologischen Untersuchungen erklärten sich insgesamt zwölf Kinder (24 Hüften) einverstanden, davon waren drei weibliche und neun männliche Kinder. Nur zehn Kinder (10 Hüften) erklärten sich mit der Durchführung der Ganganalyse einverstanden, davon waren zwei weibliche und acht männliche Kinder.

## **5.4 Strukturmerkmale der Patienten**

### **5.4.1 Demografische Daten**

Unsere einseitig gehbehinderten Kinder und Jugendlichen leiden an folgenden Grunderkrankungen: Crus varum congenitum oder Tibiapseudarthrosen 5, Fehlbildungsklumpfuß 1, kongenitaler tibialer Längsdefekt 2, kongenitaler fibulärer Längsdefekt 3, Unterschenkeldeformität nach Ewingsarkom 1. Die Altersstruktur wurde zwischen vier und 19 Lebensjahren dokumentiert, der Median des Kinderalters lässt sich auf 12,5 (4,33-18,5) Jahre berechnen. Der Median des gesamten Entlastungszeitraums beträgt 11 (3,25-16,33) Jahre. Neun Kinder leiden von Deformität des linken Beins und drei Kinder leiden von Deformität des rechten Beins.

### **5.4.2 Assessmentssystem (UCLA Activity-Level Rating)**

Zur Aufnahme des individuellen Aktivitätsniveaus wurde das Zehn-Punkte Activity-Level Rating der University of California Los Angeles benutzt [85, 86]. Die Patienten wurden danach gemäß den möglichen Bemühungen im Alltag bzw. den möglichen sportlichen Aktivitäten eingestuft. Das Score-System hat zehn verschiedene Aktivitätsstufen. Der Patient ordnete sich selbst entsprechend der Skala einem Level zu. Die Abstufung reicht von absoluter Inaktivität bzw. Bettlägerigkeit (1. Stufe) über moderate Aktivitäten, wie regelmäßige Teilnahme an Hausarbeiten und gelegentlichem Freizeitsport (5.-6. Stufe), bis hin zur regelmäßigen Partizipation an gelenkbelastenden Sportarten und Leistungssport. Je niedriger die Stufe, umso weniger sind jeweils die von den Patienten durchgeführten Aktivitäten (Siehe Anhang IV, S. 128).

## **5.5 Die Untersuchungen**

Die Patienten wurden initial mehreren diagnostischen Tests unterzogen. Dazu zählten die Anamnese und die körperliche Untersuchung, die von dem behandelnden Arzt vorgenommen wurde. Die Untersuchungen umfassten klinische und radiologische Untersuchungen sowie instrumentelle Ganganalyse.

### **5.5.1 Klinische Untersuchung**

Sämtliche Kinder wurden klinisch untersucht. Dabei wurden folgende Parameter erfasst:

- Größe, Gewicht, BMI (nach WHO-Bericht 2007) [87] (siehe Anhang VI, S. 127), Beinlänge, Fußlänge

- Goniometrische Beweglichkeitsmessung im Hüftgelenk (Flexion/Extension, Abduktion/Adduktion, Innen- und Außenrotation in Hüftflexion/Extension nach der Neutral-Null-Methode [88], Abb. 5.1).

- Umfangmaße

Umfangsmessungen (Abb. 5.2) erfolgen an definierten Stellen im Bereich der unteren Extremität zur Quantifizierung und Verlaufsbeurteilung von Schwellungen oder Muskelatrophien.

Referenzlinie = Gelenkspalt Knie

Messpunkte Oberschenkel: 20 cm und 10 cm proximal von Kniegelenkspalt

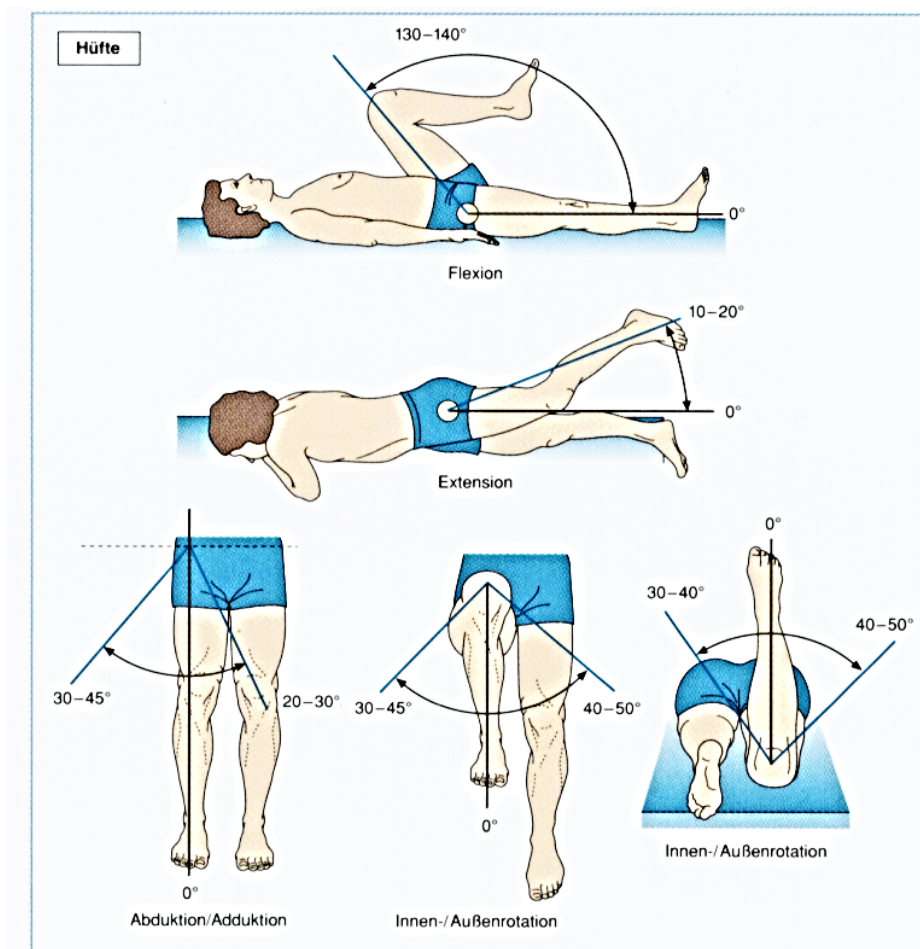
Messpunkt Unterschenkel: 15 cm distal von Kniegelenkspalt

Messpunkt Fessel

Messpunkt Knöchel

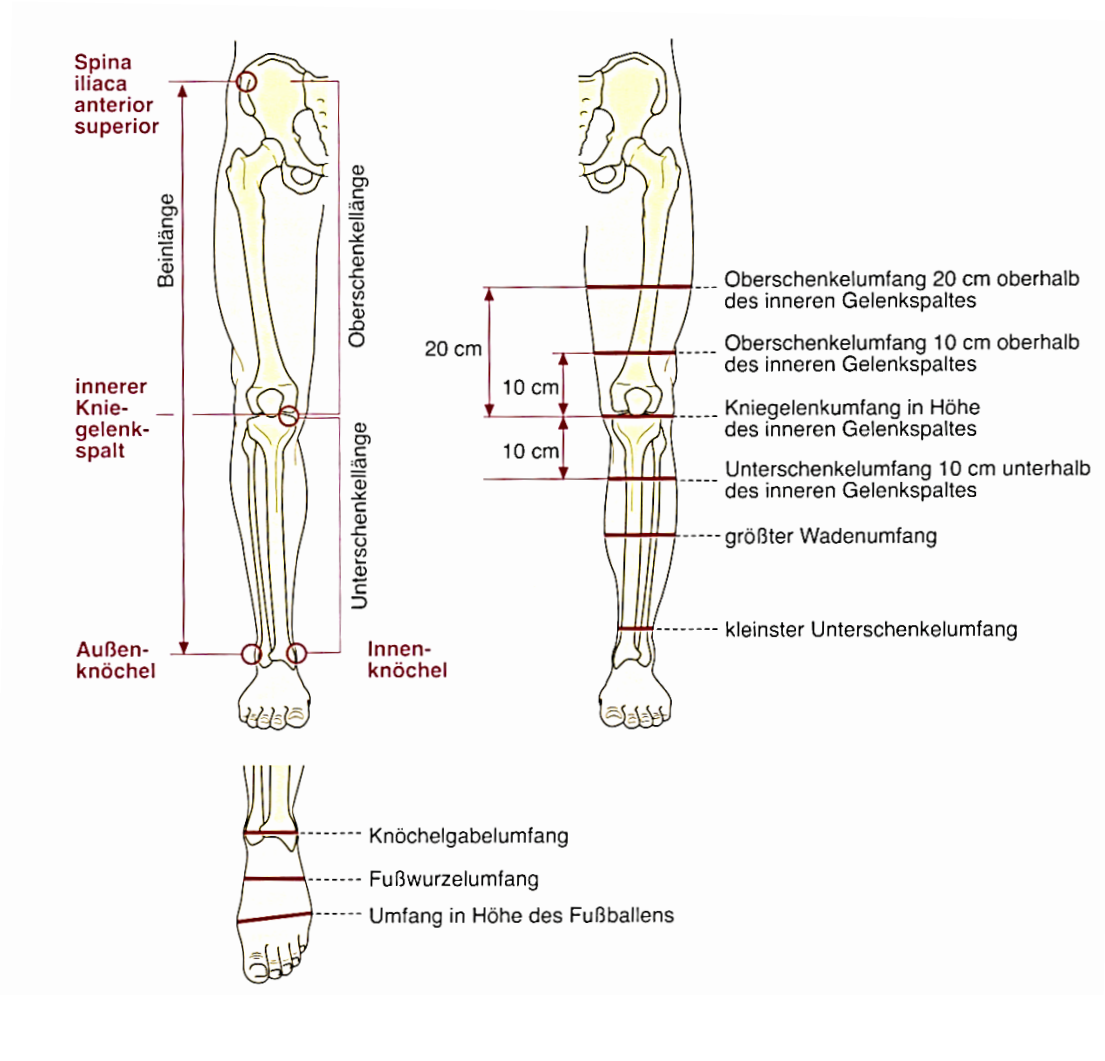
Messpunkt Mittelfuß

Messpunkt Vorfuß



**Abb. 5.1:** Bewegungen des Hüftgelenks nach Neutral-Null

(In: Ryf C, Weymann A: Range of motion: AO Neutral-0 Method: measurement and documentation = AO Neutral-0 Methode: Messung und Dokumentation. Stuttgart, New York: Thieme; 1999 [88])



**Abb. 5.2:** Standardisierte Umfangs- und Längenmessungen an den Beinen

(In: Ryf C, Weymann A: Range of motion: AO Neutral-0 Method: measurement and documentation = AO Neutral-0 Methode: Messung und Dokumentation. Stuttgart; New York: Thieme; 1999 [88])

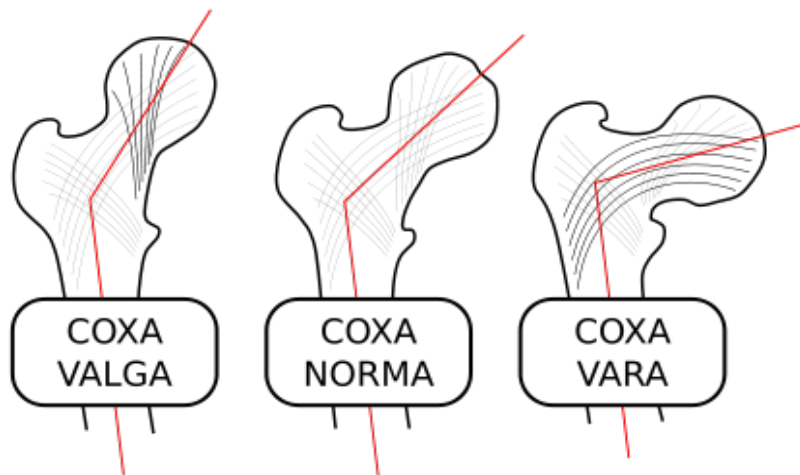
### 5.5.2 Radiologische Untersuchung

Ursprünglich wurden alle Röntgenbilder nach demselben Verfahren hergestellt, um vergleichbare Ausgangsbedingungen zu bekommen. Hierzu lag der Patient auf dem Rücken, die Beine lagen gestreckt und parallel, die Kniescheiben waren genau ventodorsal ausgerichtet. Außerdem lagen die Innenknöchel aneinander.

Als wesentliche Voraussetzung zur Vermessung diverser Winkel am Hüftgelenk galt die Definition der Hilgenreiner'schen Linie. Diese Beckenhorizontale verbindet die beiden Y-Fugen [89]. Die unteren äußeren Ecken des vom Os ilium gebildeten Acetabulums wurden miteinander verbunden.

### 5.5.2.1 Die verwandten Winkel und Messstrecken am Schenkelhals

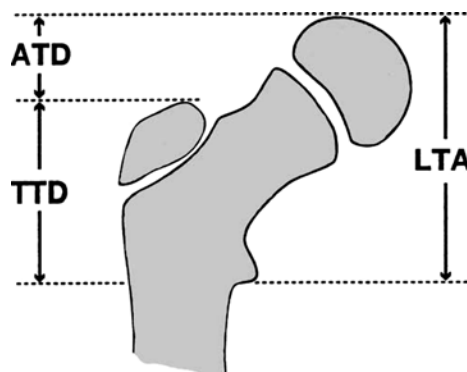
Der projizierte CCD-Winkel wurde gemessen (Abb. 5.3). Die Messung des pCCD-Winkels erfolgt mittels einer „a.p.“-Aufnahme des Hüftgelenks. Er wurde von der Schenkelhalsachse und der Femurschaftachse gebildet. Hierbei wurde ebenso um das Femurkopfzentrum ein Kreis gezogen. Dieser Kreis schneidet die Schenkelhalskanten. Eine Linie zwischen diesen Schnittpunkten wurde verbunden. Die Gerade durch die Mittelpunkte dieser Verbindungslinie und des Hüftkopfes ergab die Schenkelhalsachse. Zur Ermittlung der Femurschaftachse wurden zwei Querdurchmesser des Femurschafts unterhalb des Trochanter minor gezogen. Die Mittelpunkte dieser Querdurchmesser wurden verbunden, wodurch sich die Femurschaftachse ergab. Hefti [90] beschrieb Werte von 150° bis 120° von der Geburt bis zur Pubertät.



**Abb. 5.3:** Der Centrum-Collum-Winkel

(in: Dihlmann W: Gelenke - Wirbelverbindungen klin. Radiologie einschl. Computertomographie - Diagnose, Differentialdiagnose, 3., © bearb. u. erw. Aufl. edn. Stuttgart u.a.: Thieme; 1987 [57])

Die Lesser Trochanter to Articular Surface Distance (LTA), die die Strecke zwischen der Spitze der Gelenkfläche des Femurkopfes und dem Trochanter minor entspricht, wurde gemessen (Abb. 5.4). Die normalen Werte des EY-Winkels nach McCarthy und Weiner [91] wurden in dieser Studie als Referenzwerte verwendet.

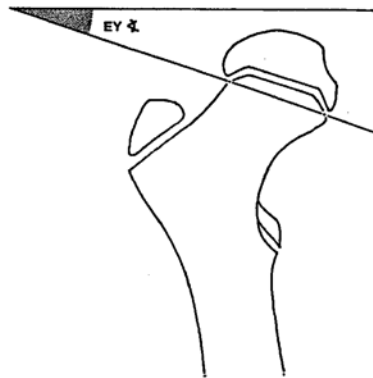


**Abb. 5.4:** Lesser Trochanter to Articular Surface Distance

(In: McCarthy JJ, Weiner DS: Greater trochanteric epiphysiodesis. International orthopaedics 2008, 32(4):531-534 [91])

### 5.5.2.2 Die verwandten Winkel an der Epiphyse

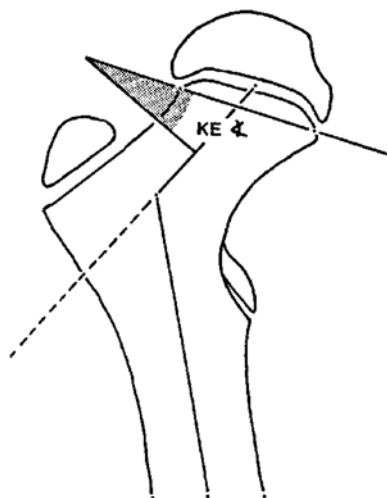
Der Kopfeiphysen-Y-Fugen-Winkel (EY-Winkel) (Abb. 5.5) wurde durch die Hilgenreiner'sche Linie und die Epiphysenfugenlinie bestimmt. Thiele [92] gab Normwerte von 8-30° bei ein- bis elfjährigen Kindern an. In dieser Studie wurden die Normwerte des EY-Winkels nach Birkenmaier, 2010 [21] verwendet.



**Abb. 5.5:** Der Kopfeiphysen-Y-Fugen-Winkel

(modifiziert nach Jorysz G: Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks – eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung. Ludwig-Maximilians-Universität-München; 1990 [93])

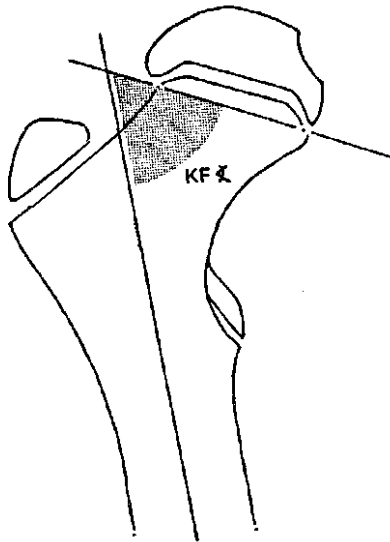
Der KE-Winkel (Kopfeiphysenwinkel) wurde von Jäger und Refior [94] beschrieben. Dieser Winkel wurde durch das von einem beliebigen Punkt der Epiphysenfugenlinie auf die Schenkelhalsachse gefällte Senklot und die Epiphysenfugenlinie gebildet. Zur Bestimmung der Epiphysenfugenlinie wurde eine Verbindungslinie zweier auf der proximalen Metaphyse liegender Punkte eingezeichnet. Diese Linie vertrat eine Verbindung zwischen dem untersten möglichst weit lateral liegenden Punkt und dem untersten möglichst weit medial liegenden Punkt der knöchernen Kopfeiphysen (Abb. 5.6).



**Abb. 5.6:** Der Kopfeiphysen-Schenkelhals-Winkel

(modifiziert nach Jorysz G: Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks – eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung. Ludwig-Maximilians-Universität-München; 1990 [93])

Der Kopfepiphysen-Femurschaft-Winkel (KF-Winkel) beschreibt die Beziehung der Epiphysenfuge zur Schenkelhalsachse (Abb. 5.7). Dieser Winkel wird gebildet von einer Geraden durch den Femurschaft und einer Geraden durch die Kopfepiphysenfuge. Bei Jorysz, 1990 [93] sind Normwerte von 68-71° berichtet. Für den KF-Winkel wurden die Normwerte aus der Arbeit von Birkenmaier, 2010 [21] benutzt.



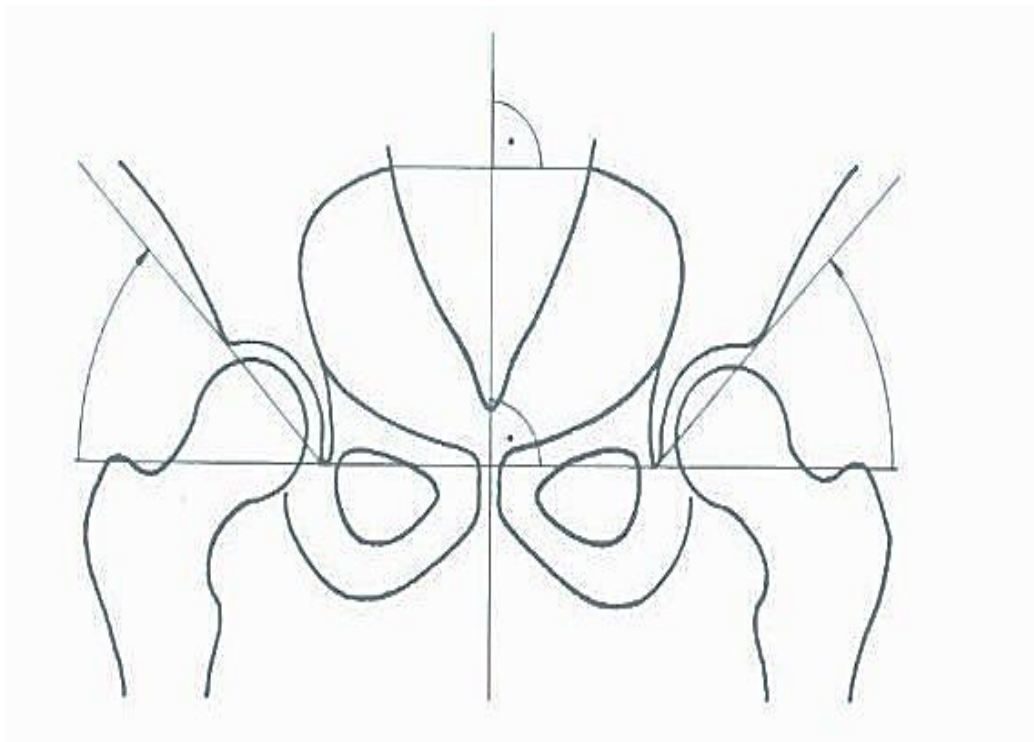
**Abb. 5.7:** Der Kopfepiphysen-Femurschaft-Winkel

(modifiziert nach Jorysz G. (1990) Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks – eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung, S. 53, Dissertation, LMU-München [93])

### 5.5.2.3 Die verwandten Winkel und Messstrecken am Acetabulum

Der Sharp-Ullmann-Winkel (Abb. 5.8) als Pfannenöffnungswinkel zur Hilgenreiner'schen Linie dient eine Beurteilung der Neigung des Pfannendaches in der Frontalebene. Er wurde folgendermaßen aufgebaut: Eine Grundgerade wurde durch die distalsten Punkte der beiden Köhler-Tränenfiguren (unterster Punkt der Incisura acetabuli) eingezeichnet. Eine zweite Gerade, welche die äußersten knöchernen Pfannenerker mit der Tränenfigur verbindet, schneidet die Grundgerade und zeigt somit den konstruierenden Winkel an. Diese Grundlagen wurden nach den Angaben von Ullmann [95] und Sharp [96] beschrieben.

Ullmann [95] beschrieb bei Kindern bis zu zehn Jahren einen Maximalwert von 45°, Stuhlberg und Harris [97] berichteten einen Sharp-Ullmann-Winkel von 43° als normal. Die normalen Werte des Sharp-Ullmann-Winkels, die in dieser Studie verwendet wurden, sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst.



**Abb. 5.8:** Messung des Pfannenöffnungswinkels zur Horizontalebene nach Ullmann und Sharp.

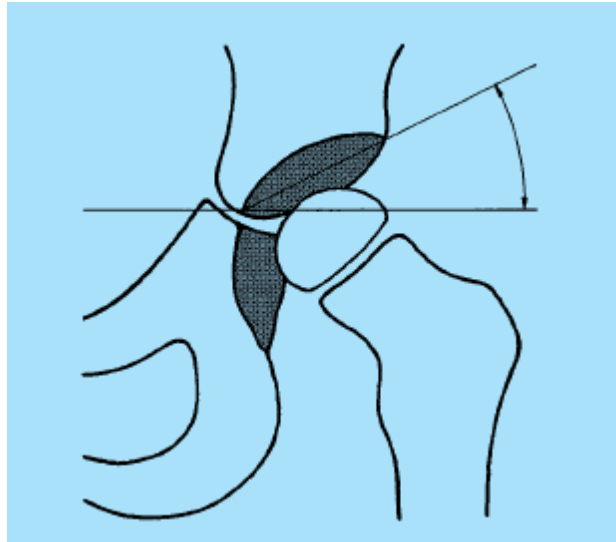
(in: Tönnis DA: Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 1984 [11])

**Tab. 5.1:** Pfannenöffnungswinkel nach Ullmann und Sharp nach Tönnis

(in: Tönnis DA: Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 1984 [11])

Alter (Jahre)	Normalwert (Mittelwert)	Grad 1 (Normal)	Grad 2 (Leicht pathologisch)	Grad 3 (Schwer pathologisch)	Grad 4 (Extrem pathologisch)
1-11	46	$\leq 49$	50–52	53–55	$\geq 56$
11-13	44	$\leq 47$	48–51	52–54	$\geq 55$
13-14	42	$\leq 45$	46–49	50–52	$\geq 53$
Ab 14	40	$\leq 34$	44–46	47–49	$\geq 50$

Der AC-Winkel (Abb. 5.9) wurde nach Hilgenreiner bezeichnet. Der AC-Winkel beurteilt die Steilstellung des Hüftpfannendaches. Dieser Winkel wurde von Hilgenreiner [89] wie folgt beschrieben. Eine Gerade von dem seitlichen knöchernen Pfannenerker auf die Hilgenreiner'sche Linie bildet den AC-Winkel. Hierbei ist es notwendig, den äußersten Punkt des Pfannendaches genau festzusetzen [98]. Die Normalwerte von 28-35° wurden von Hilgenreiner angegeben [89]. Bei der vorliegenden Studie wurden die Normwerte des AC-Winkels aus der Arbeit von Birkenmaier, 2010 [21] und Tönnis, 1997 (Tab. 5.2) [99] verwendet.



**Abb. 5.9:** Acetabulum Winkel (AC-Winkel)

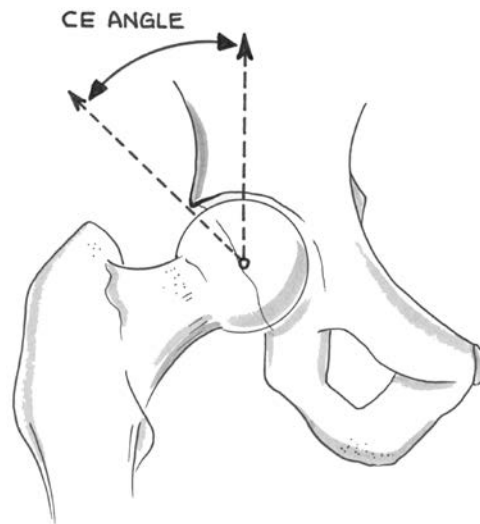
(in: Tönnis D: Röntgenuntersuchung und Arthrographie des Hüftgelenks im Kleinkindesalter. Orthopädie, Springer-Verlag 1997, 26:49-58 [99])

**Tab. 5.2:** Normalwerte des AC-Winkels und ihre Abweichungsgrade

(Klassifizierungssystem des Arbeitskreises für Hüftdysplasie der DGOT) [99]

Alter (Jahre)	Normalwert (Mittelwert)	Grad 1 (Normal)	Grad 2 (Leicht pathologisch)	Grad 3 (Schwer pathologisch)	Grad 4 (Extrem pathologisch)
0/3+0/4	25	< 30	≥ 30—< 35	≥ 35—< 40	≥ 40
0/5–2/0	20	< 25	≥ 25—< 30	≥ 30—< 35	≥ 35
2–3	18	< 23	≥ 23—< 28	≥ 28—< 33	≥ 33
3–7	15	< 20	≥ 20—< 25	≥ 25—< 30	≥ 30
7–14	10	< 15	≥ 15—< 20	≥ 20—< 25	≥ 25

Der CE-Winkel (der Zentrum-Ecken-Winkel) wurde nach Wiberg bestimmt (Abb. 5.10) [100]. Er ergibt sich aus einer Geraden zwischen dem Hüftkopfmittelpunkt und dem äußerstem Pfannendacherker und einer zweiten Geraden durch das Hüftkopfszentrum, welcher zur Körperlängsachse parallel ist. Somit verändert sich der CE-Winkel bei Veränderungen der Breite des Hüftpfannendaches und der Lagebeziehung des Femurkopfes zur Hüftpfanne, womit er ein Indikator sowohl für die Verknöcherung des Pfannendaches wie für eine Femurkopffehlbildung ist [57]. Wiberg [101] beschreibt einen Wert von 20° als pathologisch, Werte von über 25° als normal (Tab. 5.3). Die Normwerte des CE-Winkels wurden von Birkenmaier, 2010 [21] und Jorysz, 1990 [93] angegeben und in der vorliegenden Arbeit verwendet.



**Abb. 5.10:** Der Zentrum-Ecken-Winkel nach Wiberg bzw. der Pfannendachwinkel nach Hilgenreiner  
(In: Reid GD, Reid CG, Widmer N, Munk PL: Femoroacetabular impingement syndrome: an underrecognized cause of hip pain and premature osteoarthritis? The Journal of rheumatology 2010, 37(7):1395-1404 [102])

**Tab. 5.3:** Normalwerte des CE-Winkels

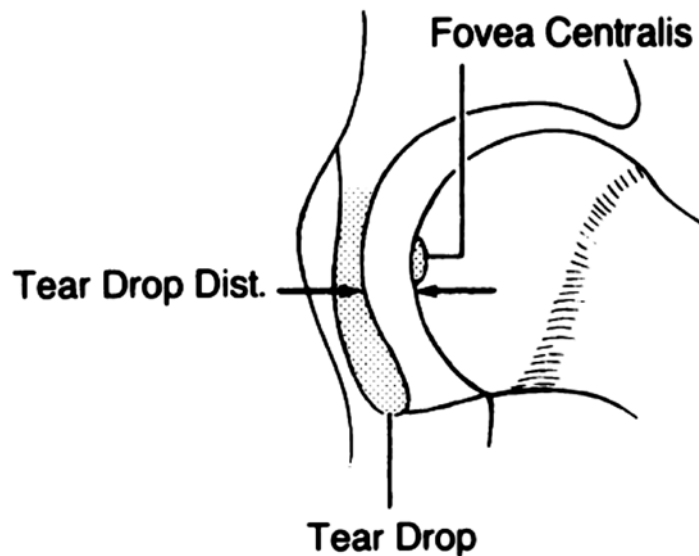
(in: Tönnis DA: Die angeborene Hüft dysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag; 1984 [11])

Alter (Jahre)	Normalwert (Mittelwert)	Grad 1 (Normal)	Grad 2 (Leicht pathologisch)	Grad 3 (Schwer pathologisch)	Grad 4 (Extrem pathologisch)
$\geq 0 - \leq 8$	25	$\geq 20$	$\geq 15 - < 20$	$\geq 0 - < 15$	$< 0$
$\geq 8 - \leq 18$	32	$\geq 25$	$\geq 20 - < 25$	$\geq 5 - < 20$	$< 5$
$\geq 18 - 50$	35	$\geq 30$	$\geq 20 - < 30$	$\geq 5 - < 20$	$< 5$

Die Tear Drop Distance (TDD) stellt den Abstand zwischen dem am weitesten medial liegenden Punkt des Hüftkopfes und des lateralen Bereichs der Beckentränenfigur dar (Abb. 5.11). Der Durchschnittswert betrug nach Tönnis  $8,8 \pm 1,3$  mm [99]. Für Kleinkinder hat Erlacher [103] einen Abstand zum Sitzbeinrand von 4-5 mm ermittelt. Pathologisch sind Werte von über 7,5 mm.

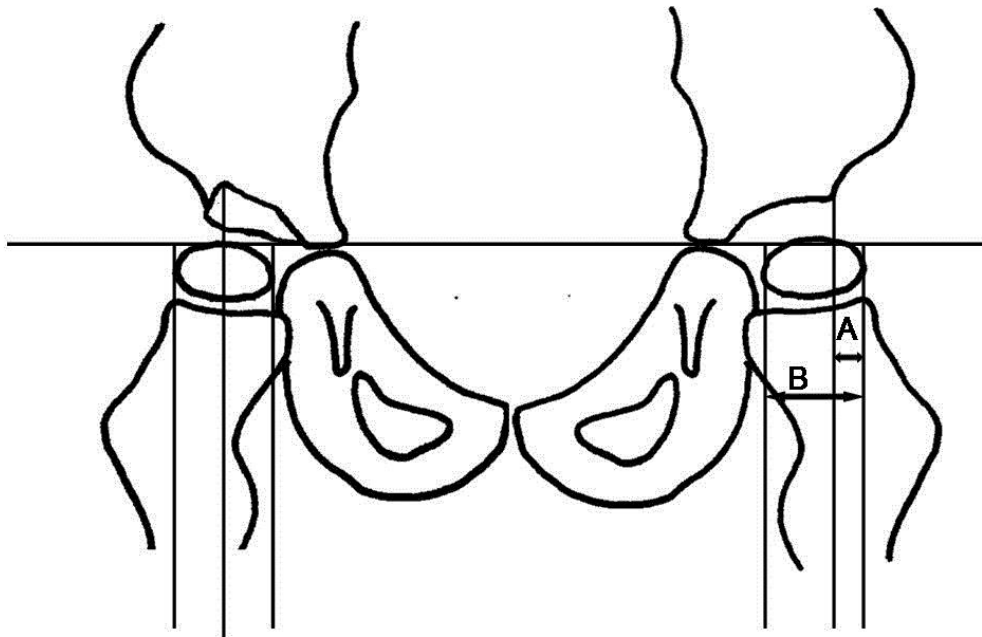
Schließlich wurde der Instabilitätsindex nach Reimer, auch Migration Percentage genannt, (Abb. 5.12) in der vorliegenden Studie berechnet, um die Tiefeinstellung des Hüftkopfes in der Pfanne zu beurteilen. Die Berechnung des Instabilitätsindex erfolgte wie folgend: Es wurde der Durchmesser des Hüftkopfes parallel zur Hilgenreiner-Linie als Abstand b gemessen, sowie der Abstand a von der seitlichen Hüftkopfbegrenzung zur Perkins-Linie [104]). Der Abstand a entspricht dem Teil des Hüftkopfes, der nicht von der Hüftpfanne überdacht ist. Der Instabilitätsindex ergab sich aus dem Quotienten a/b multipliziert mit 100. Reimers [105]

berichtete für 0-14-jährige Kinder einen Wert von 0 % und im Alter von vier bis 16 Jahren Werte von unter 10 % als normal.



**Abb. 5.11:** Tränenfigurabstand (Tear Drop Distance)

(In: Sweeney JP, Helms CA, Minagi H, Louie KW: The widened teardrop distance: a plain film indicator of hip joint effusion in adults. AJR American journal of roentgenology 1987, 149(1):117-119 [106])



**Abb. 5.12:** Instabilitätsindex nach Reimers (MP, Migration Percentage)

(In: Wynter M, Gibson N, Kentish M, Love S, Thomason P, Kerr Graham H: The Consensus Statement on Hip Surveillance for Children with Cerebral Palsy: Australian Standards of Care. Journal of pediatric rehabilitation medicine 2011, 4(3):183-195 [107])

## 5.6 Instrumentelle Ganganalyse

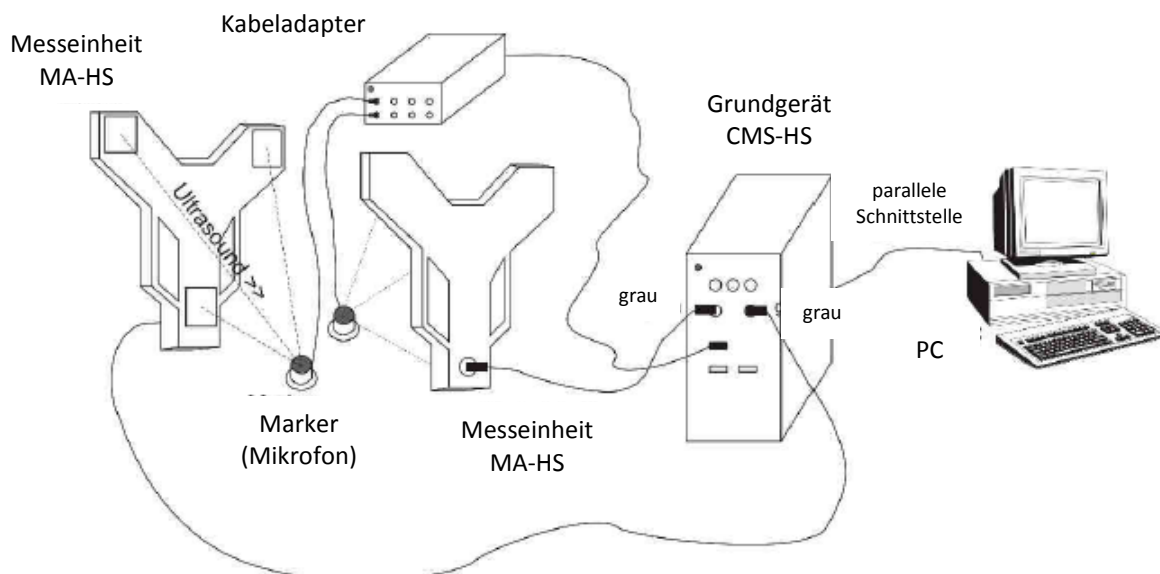
Für die Untersuchung der Pathogenese der Entlastungs-Coxa-valga und der Entlastungsdysplasie wurde eine instrumentelle Ganganalyse durchgeführt. Zu den Messmethoden dieser Arbeit zählte die Ganganalyse mit dem Zebris-Ganganalysesystem. Die kinematischen und kinetischen Daten in allen drei Ebenen des Raumes sowie die Weg-Zeit-Parameter wurden erfasst.

### 5.6.1 Messverfahren der Ganganalyse

Das Zebris-System ist ein Ultraschallmesssystem zur Ganganalyse. Die Messschritte wurden wie folgt durchgeführt:

#### 5.6.1.1 Aufbau und Anordnung der Hardware-Komponenten

Das Zebris-System besteht aus einer Messeinheit mit Stativ (bzw. zwei Messeinheiten mit Stativen für beidseitige Messung), Ultraschall-Dreifachmarkern, Kabeladapter mit Gürteltasche sowie einem CMS-HS-Grundgerät. Die Anlage wird an einem handelsüblichen Personal-Computer angeschlossen. Über einen Drucker können die Messergebnisse ausgegeben werden. Das Messsystem kann komplett mit Rechner und Drucker geliefert werden (Abb. 5.13 und 5.14). Es funktioniert wie folgt: Das Messverfahren basiert auf der Laufzeitbestimmung von Schallimpulsen, die von kleinen Ultraschallsendern im Messaufnehmer zu den Mikrofonen der Dreifachmarker abgegeben werden. Die exakte Raumposition der Marker wird durch Triangulation bestimmt. Hieraus erfolgen eine Darstellung der Markerbewegung in der Transversalebene sowie die Berechnung der weiteren Kenngrößen [108].



**Abb. 5.13:** Komponenten und Messprinzip des Zebris-Systems

(in: Zebris Medical: WinGait 3.1.x für Windows Bedienungsanleitung. In: Isny im Allgäu, Deutschland: © Copyright Zebris Medical GmbH; Text Release 02/2007 [108])



**Abb. 5.14:** Das Zebris-System: Messung auf dem Laufband

(in: Zebris Medical: WinGait 3.1.x für Windows Bedienungsanleitung. In: Isny im Allgäu, Deutschland: © Copyright Zebris Medical GmbH; Text Release 02/2007 [108])

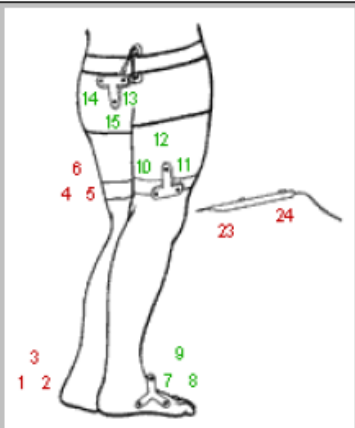
Wie im Bild Abb. 5.14 dargestellt, wurden zwei Empfangseinheiten (Messaufnehmer) mit jeweils drei Ultraschallmikrofonen beidseits des Laufbandes aufgestellt. Die Messaufnehmer sollten gegenüber und parallel zueinander aufgestellt werden. Dabei wird auf gleiche Seitenabstände und Höhen geachtet. Diese werden in der Auswertesoftware hinterlegt. Der Neigungswinkel (empfohlen 80-90 Grad) und die Höhe der beiden Messaufnehmer sollten gleich sein. Der Abstand zwischen den Aufnehmern sollte 1,5-2 m betragen.

### 5.6.1.2 Vorbereitung der Kinder

Es wurden seitlich, über folgenden Gelenken bei beiden Beinen Ultraschallmarker befestigt (Tab. 5.4).

**Tab. 5.4:** Anbringen der Marker am Patienten

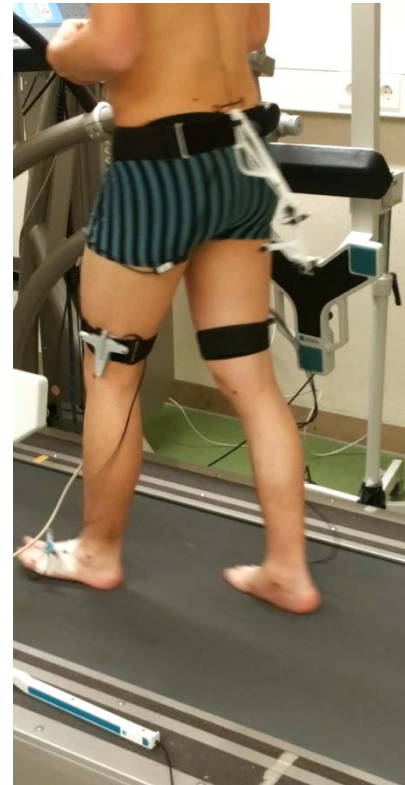
(in: Zebris Medical: WinGait 3.1.x für Windows Bedienungsanleitung. In: Isny im Allgäu, Deutschland: © Copyright Zebris Medical GmbH; Text Release 02/2007 [108])

	Marker	Ort	Befestigung
	1-3	Linker Mittelfuß	Mit Klebeetiketten
	4-6	Linker Oberschenkel	Mit Klettband
	7-9	Rechter Mittelfuß	Mit Klebeetiketten
	10-12	Rechter Oberschenkel	Mit Klettband
	13-15	Sakrum	Mit Klettband

Dabei wurde auf sichere Befestigung und Signalisierung in Richtung der seitlichen Mikrofone geachtet. Der Kabeladapter wird mit Hilfe der beiliegenden Gürtelschnalle auf der Hüfte befestigt. Die Marker wurden mit dem Kabeladapter verbunden und der Kabeladapter mit dem Verbindungskabel an das HS-Grundgerät angeschlossen (Abb. 5.15).



(a)



(b)

**Abb. 5.15:** Ganganalyse, Zebris: (a) Die Messaufnehmer bei gleichen Seitenabständen und Höhen, (b) Markerfixierung an der unteren Extremität.

#### 5.6.1.3 Kalibrierung der Fußbodenebene

Der Taststift (Pointer) wurde über Marker 23, 24 (*Fußbodenebene*) mit dem Grundgerät verbunden. Mit dem Pointer müssen nun nacheinander vier verschiedene Punkte auf dem Fußboden oder auf dem Laufband eingegeben werden.

#### 5.6.1.4 Eingabe der anatomischen Punkte

Die Bestimmung der anatomischen Punkte mit dem Taststift (Pointer) erfolgte immer in Bezug zu den am Körper befestigten Markern. Für die Eingabe der anatomischen Punkte positionierte sich

das Kind so, dass die Marker zum Messaufnehmer zeigen. Das Kind sollte eine möglichst neutrale Stellung einnehmen, da während der Punkteeingabe gleichzeitig die Neutralposition definiert wurde. Die Reihenfolge der anatomischen Punkte wurde wie folgt aufgeführt:

- |                                       |                                       |
|---------------------------------------|---------------------------------------|
| 1- Sakrum                             |                                       |
| 2- rechter Darmbeinstachel            | 8- linker Darmbeinstachel             |
| 3- Knierotationsachse außen/rechts    | 9- Knierotationsachse außen/links     |
| 4- Knierotationsachse innen/rechts    | 10- Knierotationsachse innen/links    |
| 5- Knöchelrotationsachse außen/rechts | 11- Knöchelrotationsachse außen/links |
| 6- Knöchelrotationsachse innen/rechts | 12- Knöchelrotationsachse innen/links |
| 7- rechter Vorfuß                     | 13- linker Vorfuß                     |

#### **5.6.1.5 Überprüfung**

Es wurde geprüft, ob Ultraschallsignale störungsfrei empfangen wurden. War dies nicht der Fall, konnte eine optimale Datenerhebung durch Veränderung der Position der Messaufnehmer bzw. Marker erzielt werden. Anschließend begannen wir wieder bei Schritt (5.6.1.3).

#### **5.6.1.6 Messdurchgang und Aufzeichnung der Schrittzyklen**

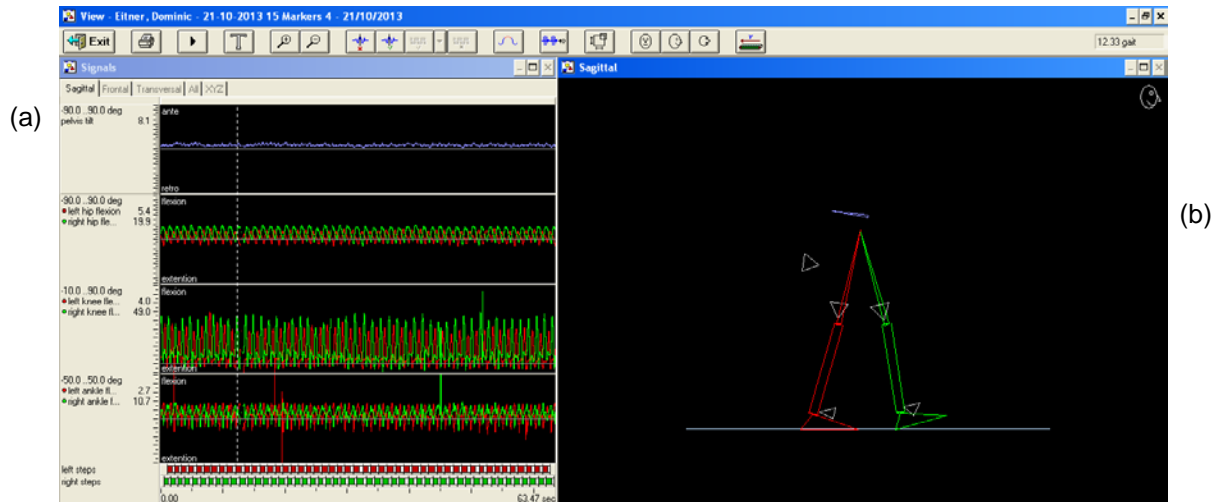
Die Software auf die Datenaufnahme wurde parallel vorbereitet. Wenn die Kalibrierung und die Eintragung der anatomischen Punkte abgeschlossen waren, wurden die Patientendaten „Gehgeschwindigkeit und Koordinaten“ der am Patientenbein fixierten Ultraschallsender erhoben. Die Rohdaten-Speicherung erfolgt mit der Software WinGait 2.

Es konnten ständig Daten über längere Abstände aufgenommen werden. Dadurch standen zu jeder Einzelmessung etwa 50-100 Schritte der Auswertung zur Verfügung. Nach der Datenerhebung war eine manuelle Nachbearbeitung bei der Software erforderlich. Zum Berechnen der allgemeinen Ganganalyseparameter musste per Marker der Zeitpunkt des Bodenkontaktes und -verlustes definiert werden. Dies lässt sich durch eine graphische Vektordarstellung im Einzelbilderaufruf gut definieren (Abb 5.16). Die Berechnung aller weiteren Parameter erfolgte mittels Software markerunabhängig.

#### **5.6.1.7 Beliebiges Wiederholen des Schrittes 5.6.1.6**

Die Position der Marker und der Messaufnehmer dürfen sich nicht verändern. Andernfalls ist eine neue Kalibrierung erforderlich.

(C)



**Abb. 5.16:** Der View-Bildschirm

(a) Darstellung der Messgrößen in Echtzeit. Hierbei sind die Winkelverläufe dargestellt, (b) Darstellung der Strichfigur in 3D. Die farbige Darstellung entspricht den Kurvenfarben (links = rot, rechts = grün). Das Gitter zeigt den Untergrund, wie er bei der Kalibrierung definiert wurde. Die Positionen der Dreifachmarker werden als weiße Dreiecke gekennzeichnet, (c) Symbolleiste

## 5.6.2 Die gebräuchlichsten Messparameter

Der mittels Zebris-Software ausgedruckte Bericht beschreibt die Messergebnisse der allgemeinen Ganganalyseparameter (Weg-Zeit-Parameter und Gangphasen) und der maximalen Winkelauslenkungen der einzelnen Gelenke der unteren Extremität beidseits sowohl als Nominalwert als auch graphisch.

### 5.6.2.1 Die Weg-Zeit-Parameter

Hier waren einige allgemeine Schrittparameter (Anzahl der Schritte, Schrittlängen, Dauer der Doppelunterstützungsphase, die Kadenz und die Geschwindigkeit) für die linken und rechten Beine zusammengefasst. Beim freien Gehen wurde in der Regel von den Kindern die Gehgeschwindigkeit bestimmt. Die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit entspricht dem Produkt aus Schrittlänge und Schrittfrequenz. In der Praxis wird die Schrittfrequenz bzw. die Kadenz meistens in Anzahl an Schritten pro Minute aufgenommen. Bei einer physiologischen Zunahme der Gehgeschwindigkeit nehmen sowohl die Schrittlänge wie die Schrittkadenz proportional zu, bei einer Verlangsamung nehmen Schrittlänge und Kadenz entsprechend proportional ab [109].

### **5.6.2.2 Der Gangzyklus**

Es wurde jeweils der prozentuale Anteil der durchschnittlichen Dauer der Stand- und Schwungphase beider Beinen erfasst. Ein Gangzyklus beginnt mit dem ersten Bodenkontakt des Aufsetzens eines Fußes und endet mit dem folgenden Bodenkontakt desselben Fußes. Der Zyklus (Doppelschritt) beinhaltet somit eine Stand- und eine Schwungphase beider Beinen. Nach dem Aufsetzen des Fußes sind bis zur Zehenablösung des kontralateralen Beins beide Füße am Boden. Dies ist die erste Zweibeinstandphase. Darauf folgt die Einbeinstandphase und mit dem Fersenkontakt des kontralateralen Beins beginnt die zweite Zweibeinstandphase, während der das Referenzbein die Schwungphase vorbereitet [7]. Die verfügbaren Ganganalysemuster umfassen Schrittweite, Schrittlänge, Schrittzeit, Standphase, Stoßdämpfungsphase, Mittlere Standphase, Abstoßphase, Schwungphase, Doppelstandphase, Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit und Kadenz.

### **5.6.2.3 Kinetik**

Zusätzlich zu den allgemeinen Ganganalyseparametern wurden die Kräfte und der Druck gemessen. Maximaldruck ist die maximale Druckbelastung in N/cm<sup>2</sup>. Die Maximalkraft gibt die gesamte Kraft, die auf den Boden übertragen wurde, in N an.

### **5.6.2.4 Kinematik**

Jedes Gelenk durchläuft während des Gehens ein typisches Bewegungsmuster, das mit kinematischen Messmethoden quantifiziert werden kann [110, 111]. Die Gelenkbewegungen wurden in den drei Ebenen des Raums beurteilt. Streckung, Beugung und Rotationsbewegungen der Gelenke der unteren Extremität und des Beckens wurden durch die Bewegung der Marker zueinander aufgenommen. Es wurden die Winkelgrade der Maximalauslenkungen berichtet. Die erhobenen Messwerte waren wie folgend zusammengefasst: Beckenabsenkung, Beckenrotation, Beckenkipfung, Flexion Hüfte li/re, Extension Hüfte li/re, Adduktion Hüfte li/re, Abduktion Hüfte li/re, Flexion Knie li/re, Extension Knie li/re, Dorsalextension OSG li/re, Plantarflexion OSG li/re, Innenrotation Fuß li/re und Außenrotation Fuß li/re.

## **5.7 Datenanalyse und statistische Methoden**

Die demografischen, klinischen und radiologischen Daten der Patienten wurden in einen Erhebungsbogen übertragen. Diese wurden mit dem Tabellenkalkulations-Programm Excel (Microsoft Office 2010 für Windows) in Tabellenform aufgearbeitet und es wurde eine deskriptive statistische Analyse der Werte vorgenommen.

Für die Datenauswertung wurde entsprechend dem internationalen Standard ein Gangzyklus auf 100 % normalisiert. Rechte und linke Gangzyklen wurden für das Patientenkollektiv separat analysiert. Die kinematischen und kinetischen Daten wurden in allen drei Raumebenen (Sagittal-, Frontal- und Transversalebene) beurteilt. Es erfolgte jeweils ein Vergleich der Daten der erkrankten mit denen der gesunden Seite. Die Angabe der kinematischen Daten erfolgte in Winkelgraden, die der Kräfte in Newton und die des Drucks in  $\text{Newton/cm}^2$ .

Unter der Nullhypothese (kein relevanter Unterschied) erwartet man eine durchschnittliche Differenz nahe bei Null. Für alle verwandten statistischen Testverfahren gilt eine statistische Signifikanz für  $p$ -Werte kleiner 0,05. Zur Ausführung des Testes und zur graphischen Darstellung der Ergebnisse wurde das Programm IBM SPSS Statistics 20 für Windows verwendet.

Neben den tabellarischen Übersichten und den Balkendiagrammen wurde die graphische Darstellung der Daten mittels der Boxplot-Graphik genutzt. Dadurch könnten Zentrum, Streuung und Spannweite der Verteilung inklusive möglicher Ausreißer graphisch zusammengefasst werden. Weiterhin wurden Trendlinienbilder verwendet, um die langfristige Entwicklung der radiologischen Messungen an den entlasteten (pathologisch veränderten) und gesunden Hüften graphisch zu vergleichen. Zur Beschreibung der kinematischen Ganganalyse wurden die Kursdiagramme erstellt.

### **5.7.1 Deskriptive Statistik**

Die deskriptive Beschreibung der untersuchten Kinder erfolgte anhand von Mediane und Spannweite der demografischen, klinischen, radiologischen und ganganalytischen Variablen. Die Datenanalyse hatte zum Ziel, die Unterschiede zwischen der erkrankten und der gesunden Hüfte aufzuzeigen. Da sich bei den untersuchten Werten keine Normalverteilung ergab, wurde zur statistischen Auswertung der Mann-Whitney-U-Test angewandt. Zusätzlich zum T-Test wird hier auf die nicht-parametrische Variante (Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben) hin untersucht. Er prüft, ob die zentrale Tendenz in zwei unabhängigen Stichproben signifikant unterschiedlich ist. Beim Mann-Whitney-U-Test handelt es sich um einen Rangtest. Die Berechnung der Teststatistik basiert auf der Bildung einer Rangreihe aus Paardifferenzen. Die beiden Stichproben sollen nicht den gleichen Umfang anzeigen. Aus den Werten der beiden Stichproben wird eine gemeinsame Reihe in aufsteigender Folge gebildet. Dahinter steht die Überlegung, dass sich die Daten zweier unabhängiger Stichproben in einer gemeinsamen Rangreihe gleichmäßig verteilen, wenn sie die gleiche zentrale Tendenz anzeigen [112].

Zur Überprüfung, ob die zentrale Tendenz in mehr als zwei unabhängigen Stichproben signifikant unterschiedlich ist, wurde der Kruskal-Wallis-Test verwendet. Er ist auch ein nicht-parametrischer statistischer Test. Der Kruskal-Wallis-Test stellt eine Erweiterung des Mann-Whitney-U-Tests für zwei unabhängige Stichproben dar [112].

### **5.7.2 Korrelationen**

Zur Messung der Stärke und Richtung des Zusammenhangs zwischen zwei Variablen wurden Korrelationskoeffizienten berechnet. Die Darstellung der Korrelationen erfolgte in Streudiagrammen.

Der Spearman-Korrelationskoeffizient, der auch als Rangkorrelationskoeffizient genannt wird und dessen Wert als Spearman's Rho angegeben wird, wurde bei nicht-normalverteilten und ordinalskalierten Variablen hinzugezogen [113, 114]. Der Spearman-Korrelationskoeffizient ist ein Spezialfall des Pearsons-Korrelationskoeffizienten, bei dem an Stelle der Originaldaten die Rangpaare verwendet werden. Das bedeutet, dass die Daten für die Berechnung des Spearman-Rangkorrelationskoeffizienten in Ränge konvertiert werden, bevor der Korrelationskoeffizient berechnet wird. Mit der Datenkonvertierung in Ränge ist die Spearman-Rang-Korrelation robust gegen Ausreißer [115].

## 6. Ergebnisse

### 6.1 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

Es wird in Tabelle 6.1 gezeigt, dass es einen signifikanten Unterschied zwischen der minderbelasteten und der gesunden Seite bezüglich Fußlänge und Umfangmaßen distal des Kniegelenks gibt. Außerdem zeigt sich ein signifikanter Unterschied bezüglich Innenrotationsfähigkeit der Hüfte in Bauch- und Rückenlage.

**Tab. 6.1:** Beinlängendifferenz (BLD), Beinlänge, Hüftbeweglichkeit, Fußlänge und Umfangmaße der untersuchten Kinder

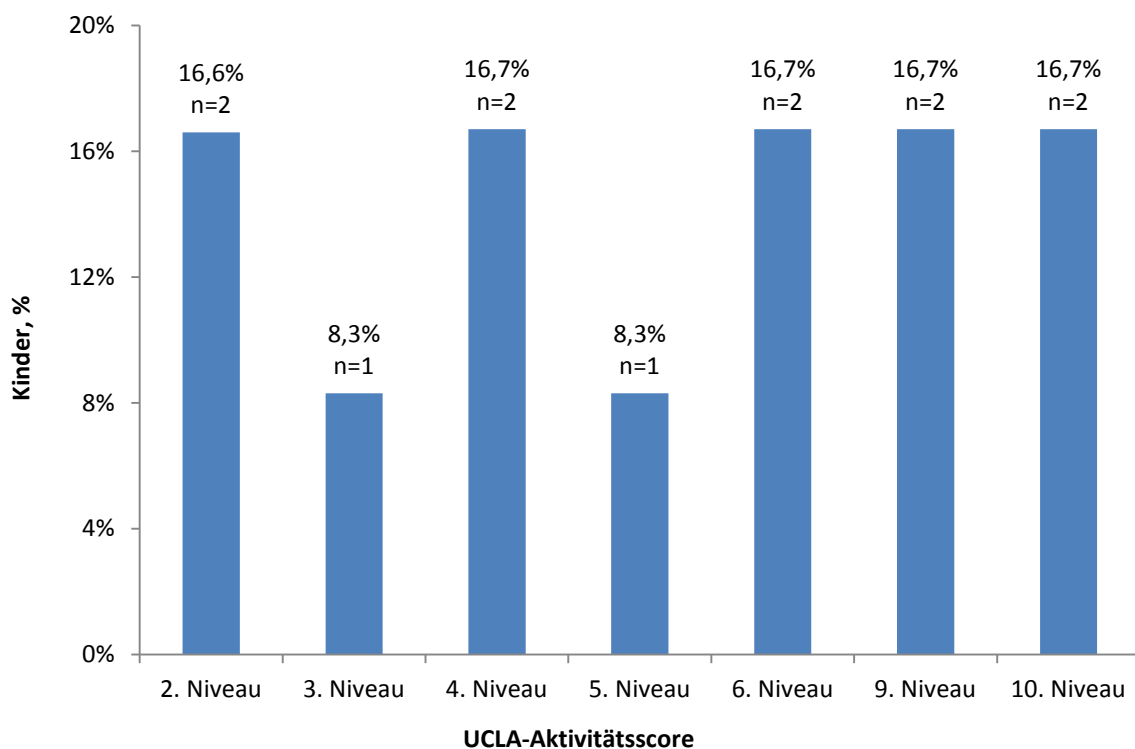
	Erkrankte Seite	Gesunde Seite	p-Wert
	Median (Spannweite)	Median (Spannweite)	
<b>BLD, cm (im Stehen)</b>	4 (1-32)	-----	-----
<b>Beinlänge, cm (im Liegen)</b>	72 (44-89)	81,5 (46-98)	0,178
Oberschenkellänge, cm	45 (29-54)	47,75 (29-52)	0,799
Unterschenkellänge, cm	29,25 (0-38)	34 (18-36)	0,114
<b>Hüftgelenke, Grad</b>			
Streckung	20 (10-20)	20 (10-20)	1,00
Beugung	135 (130-160)	142,5 (135-160)	0,101
Abspreizen	55 (20-60)	45 (20-65)	0,551
Anführen	32,5 (30-55)	37,5 (30-55)	0,755
Drehung auswärts (in Bauchlage, Hüfte gestreckt)	20 (0-50)	40 (0-60)	0,319
Drehung einwärts (in Bauchlage, Hüfte gestreckt)	60 (50-90)	47,5 (40-80)	<b>0,028</b>
Drehung auswärts (in Rückenlage, Hüfte gebeugt)	20 (0-50)	42,5 (0-60)	0,319
Drehung einwärts (in Rückenlage, Hüfte gebeugt)	60 (50-90)	47,5 (30-80)	<b>0,028</b>
<b>Fußlänge, cm</b>	18,5 (0-23)	22,5 (14-27,5)	<b>0,017</b>
<b>Umfangmaße, cm</b>			
20 cm oberhalb Kniegelenkspalt	38 (0-45)	42,5 (26-51)	0,128
10 cm oberhalb Kniegelenkspalt	34,5 (0-45)	38 (22-50)	0,319
Kniescheibenmitte	30 (0-36)	32 (21-42)	0,219
15 cm unterhalb Kniegelenkspalt	21,25 (0-72)	30,5 (19-72)	<b>0,028</b>
Fessel	17,75 (0-24)	21,5 (15-25,5)	<b>0,017</b>
Knöchel	21,75 (0-25)	24,5 (16-30)	<b>0,010</b>
Mittelfuß	19 (0-24)	22,5 (15-31)	<b>0,020</b>
Vorfußballen	18 (0-25)	23 (16-25)	<b>0,008</b>

Wie in Tabelle 6.2 gezeigt, liegt der Median des Kinderalters bei 12,5 (4,33-18,5) Jahren. Der Median des gesamten Entlastungszeitraums ist elf (3,25-16,33) Jahre und des Aktivitätsscores 5,5 (2-10).

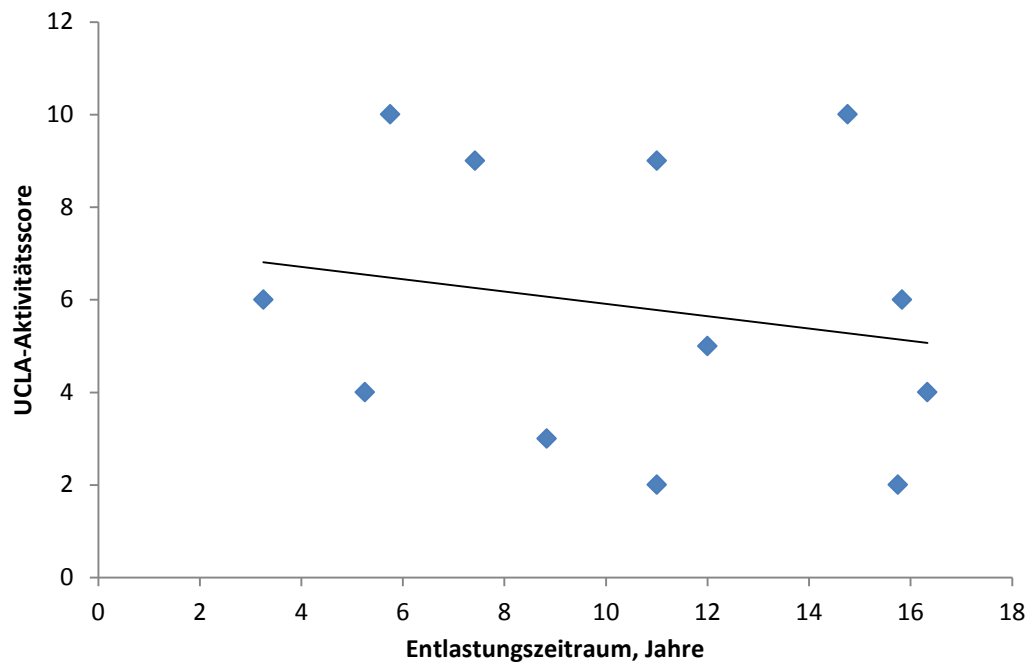
**Tab. 6.2:** Demografische Daten der untersuchten Kinder

	Median	Minimum	Maximum
Alter bei Untersuchung, Jahre	12,5	4,33	18,5
Entlastungszeitraum, Jahre	11	3,25	16,33
UCLA-Aktivitätsscore	5,5	2	10

Der UCLA-Aktivitätsscore ist wie in Abbildung 6.1 verteilt. In dem dargestellten Streudiagramm (Abb. 6.2) stellt sich kein signifikanter Zusammenhang von Erkrankungszeitraum und Aktivitätsscore dar ( $p$ -Wert  $>0,05$ ).



**Abb. 6.1:** Deskriptive Darstellung des UCLA-Aktivitätsscores



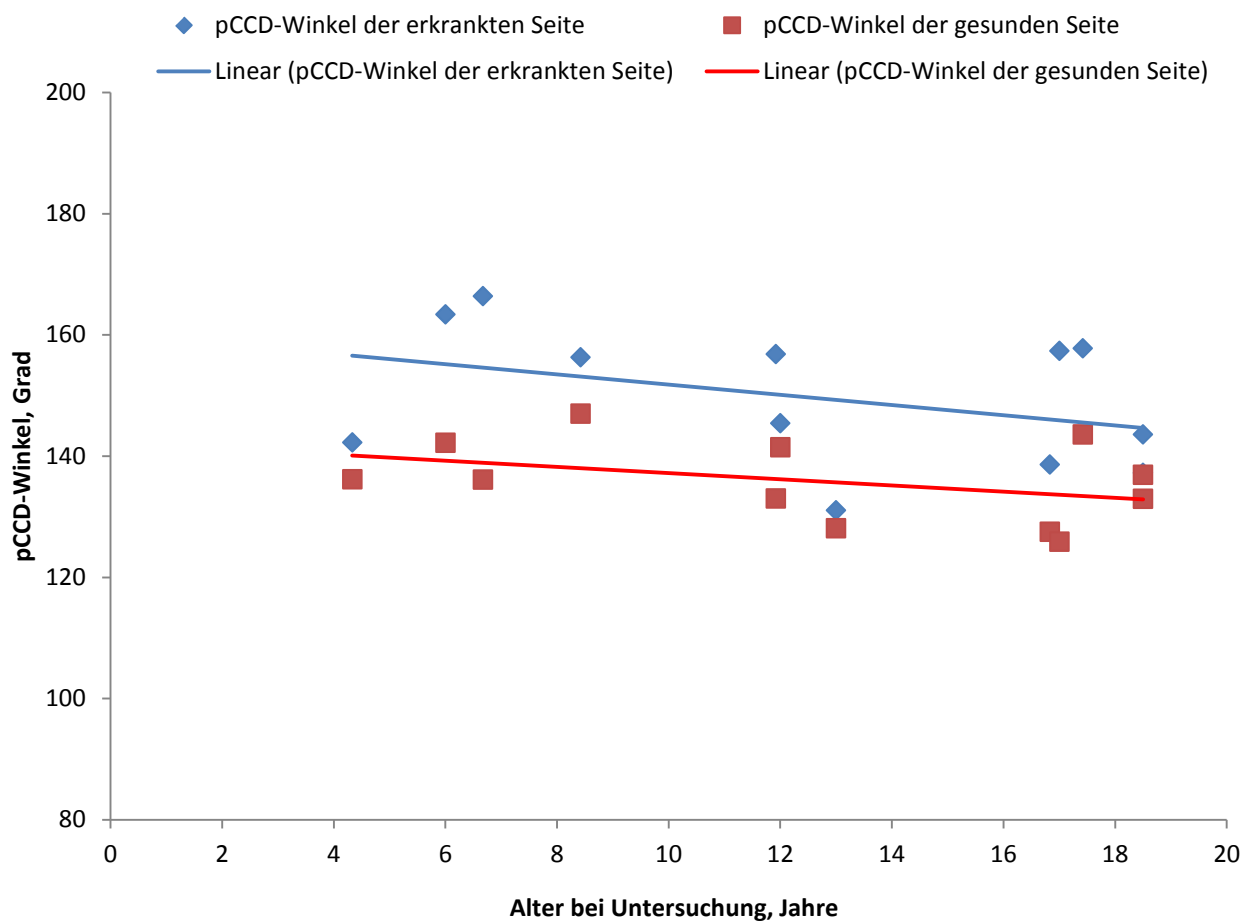
**Abb. 6.2:** Korrelation zwischen dem Entlastungszeitraum und dem UCLA-Aktivitätsscore (Rho= -0,201; p=0,53; n=12).

## 6.2 Ergebnisse der radiologischen Untersuchung

### 6.2.1 Messwerte den Schenkelhals betreffend

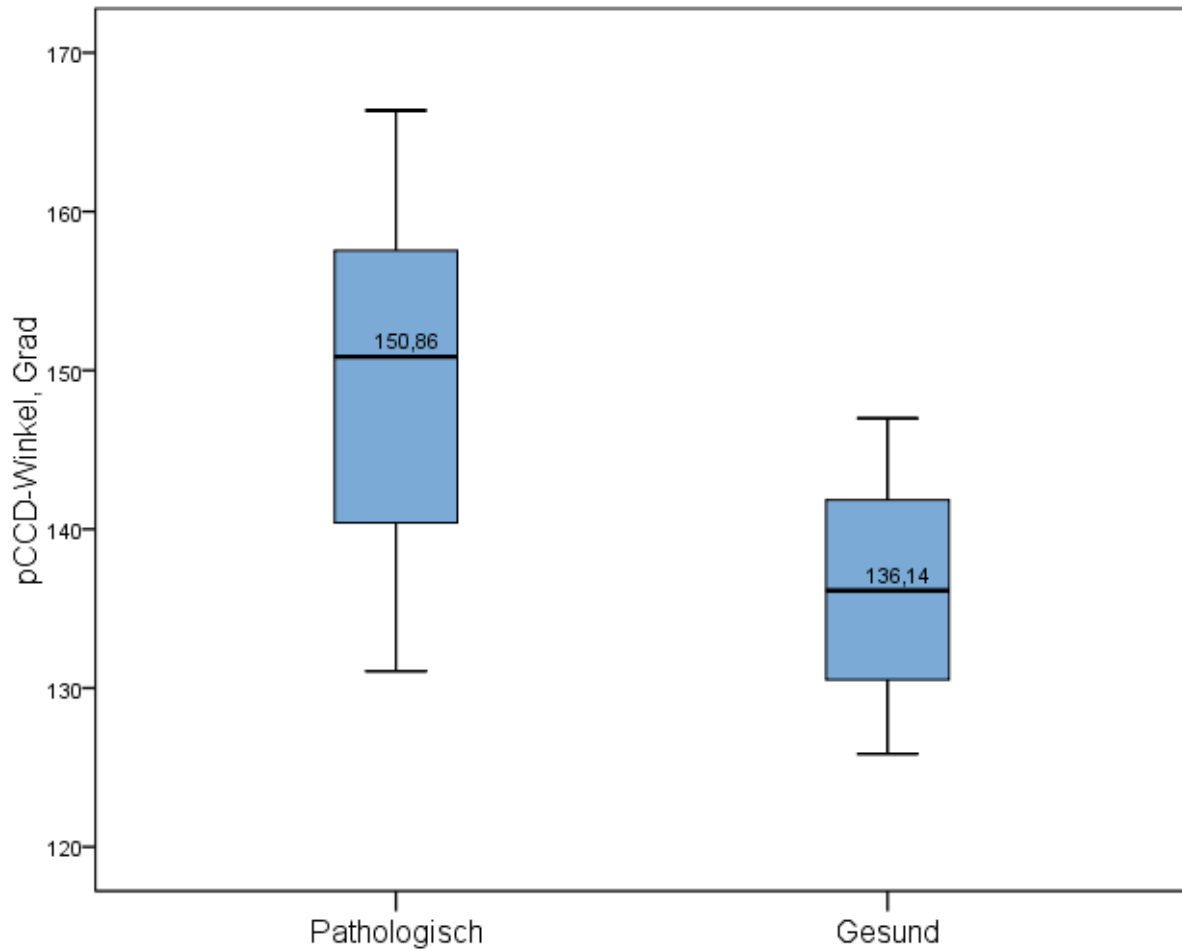
#### 6.2.1.1 pCCD-Winkel

Im Trendlinienbild (Abb. 6.3) zeigen sich höhere pCCD-Winkel der entlasteten Seite im Vergleich zu denen der Belastungsseite. Die Werte der gesunden Seite sind im Bereich der in der Literatur angegebenen Normwerte [21, 90]. Eine leichte Abnahme des pCCD-Winkels tritt im Wachstumsverlauf auf.



**Abb. 6.3:** Werte des pCCD-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt.

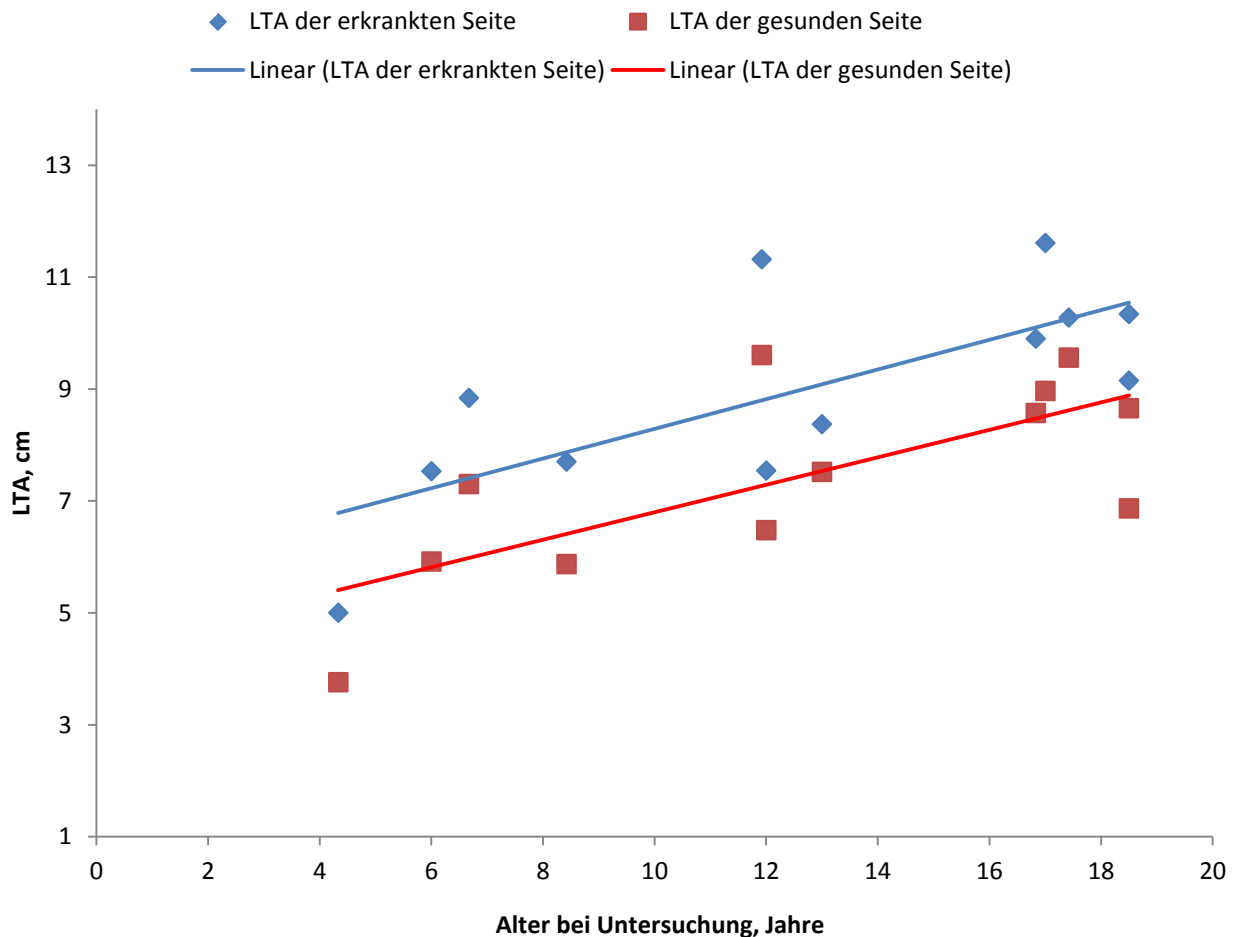
Der Median des pCCD-Winkels der entlasteten Hüfte ( $150,86^\circ$  - Spannweite:  $131,05$ - $166,37^\circ$ ) ist  $14,71^\circ$  größer als der Median der gesunden Hüfte ( $136,15^\circ$  - Spannweite:  $125,85$ - $146,98^\circ$ ). Der  $p$ -Wert beträgt  $0,002$  (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.4).



**Abb. 6.4:** Boxplot nach Daten des CCD-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

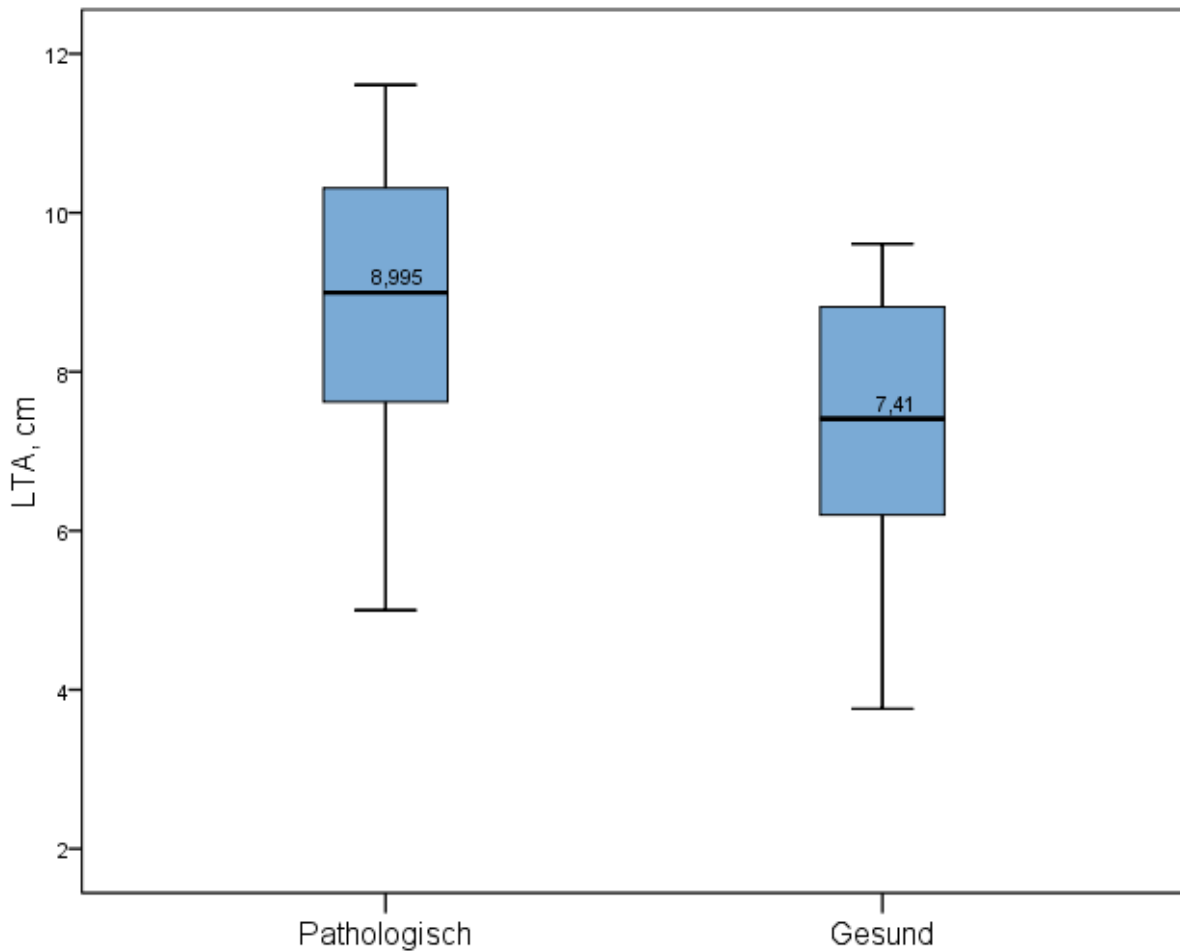
### 6.2.1.2 Lesser Trochanter to Articular Surface Distance (LTA)

Alle Werte der entlasteten (pathologisch veränderten) Hüften zeigen einen größeren Wert als die gesunde Seite im Trendlinienbild (Abb. 6.5). Es stellt sich somit eine Vergrößerung des Abstands zwischen der Mitte des Trochanter minors und dem kranialsten Punkt des Femurkopfes dar.



**Abb. 6.5:** Werte der Lesser Trochanter to Articular Surface Distance (LTA) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

Der Median des LTA der entlasteten Hüfte (8,99 cm - Spannweite: 5-11,61 cm) ist 1,58 cm größer als der Median der gesunden Hüfte (7,41 cm - Spannweite: 3,76-9,61 cm). Der p-Wert beträgt 0,039 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.6).

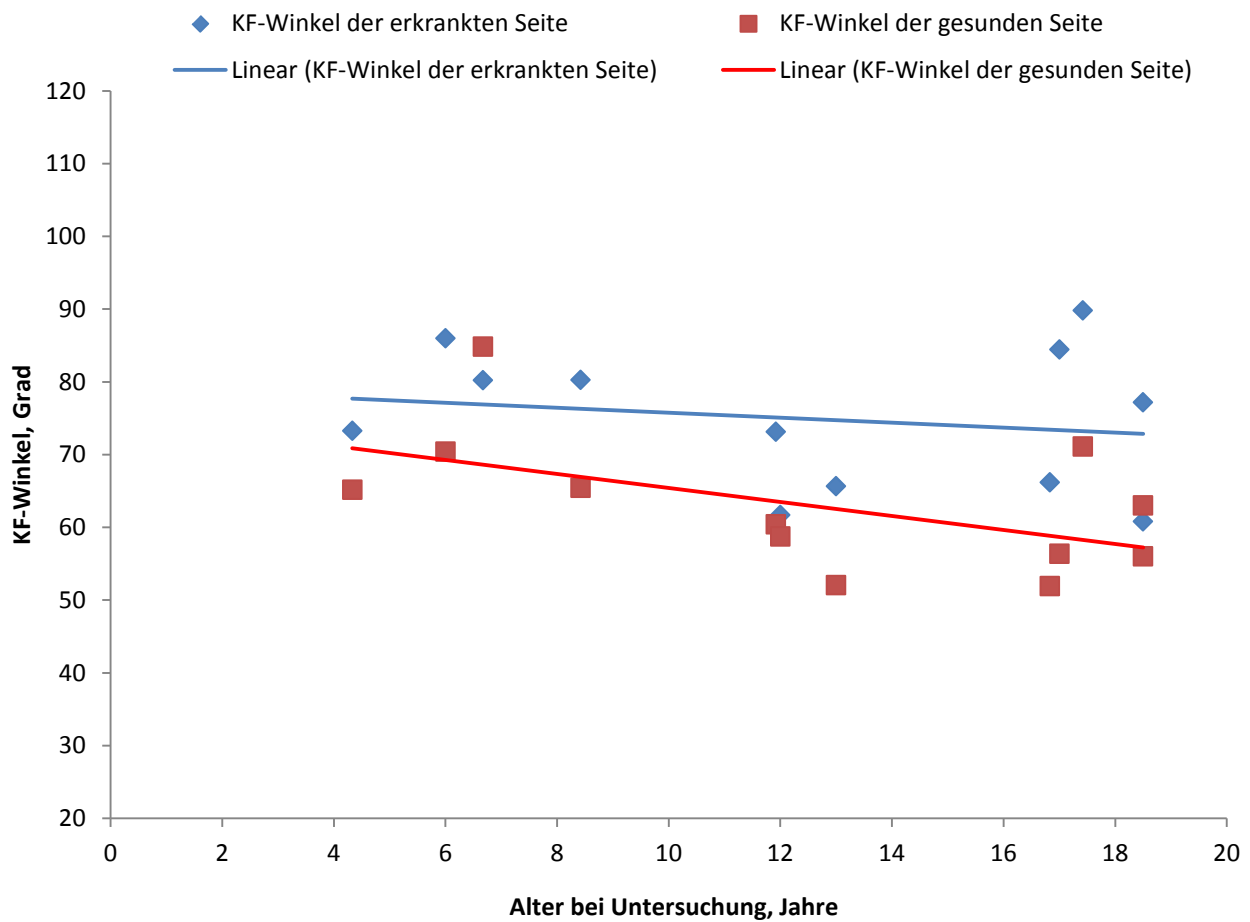


**Abb. 6.6:** Boxplot nach Daten des LTA an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

## 6.2.2 Messwerte die Epiphyse betreffend

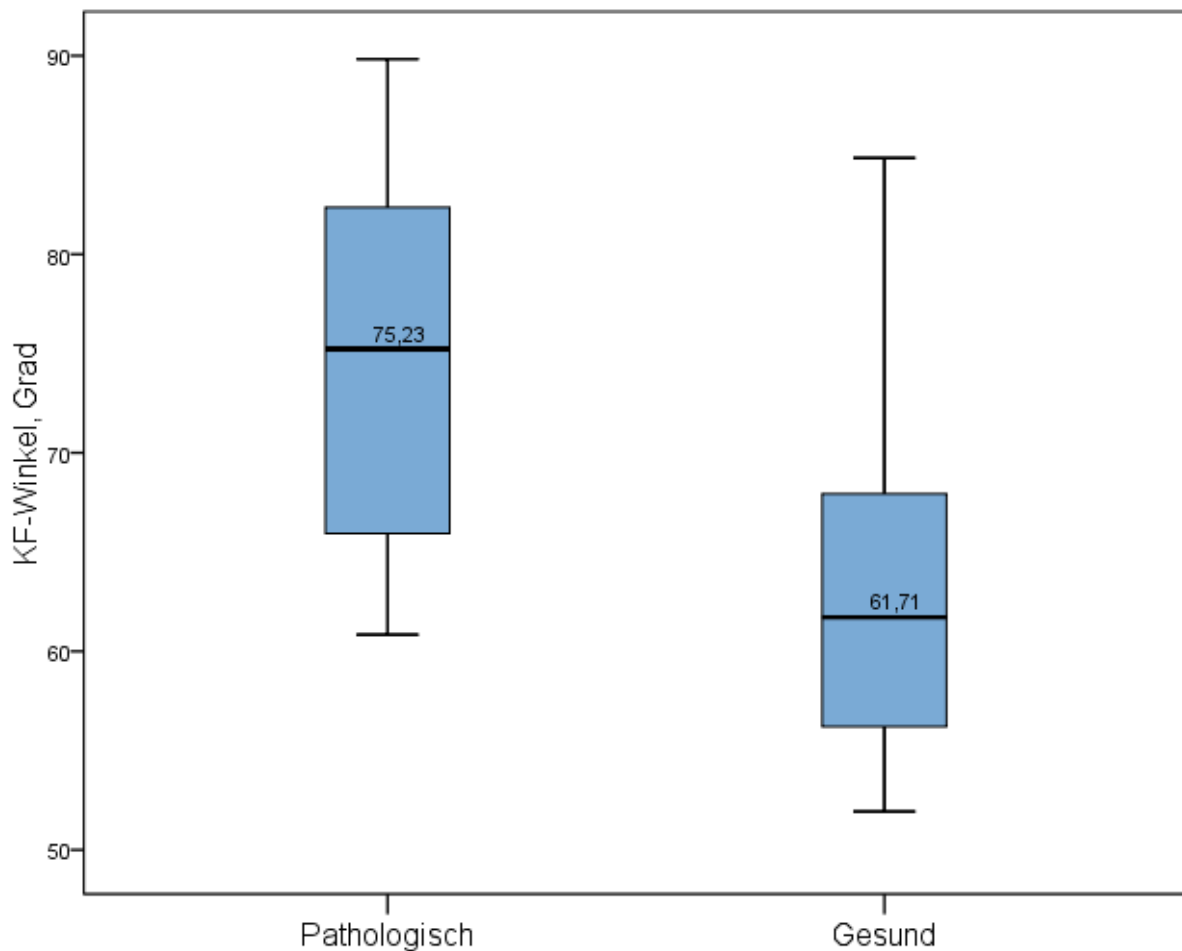
### 6.2.2.1 Kopfeiphysen-Femurschaft-Winkel (KF)

Im Trendlinienbild (Abb. 6.7) sind die Werte der erkrankten Seite noch höher als die der gesunden. Der KF-Winkel stellt sich auf der entlasteten Seite steiler dar. Eine Abnahme des AC-Winkels tritt im Wachstumsverlauf auf.



**Abb. 6.7:** Werte des Kopfeiphysen-Femurschaft-Winkels (KF) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

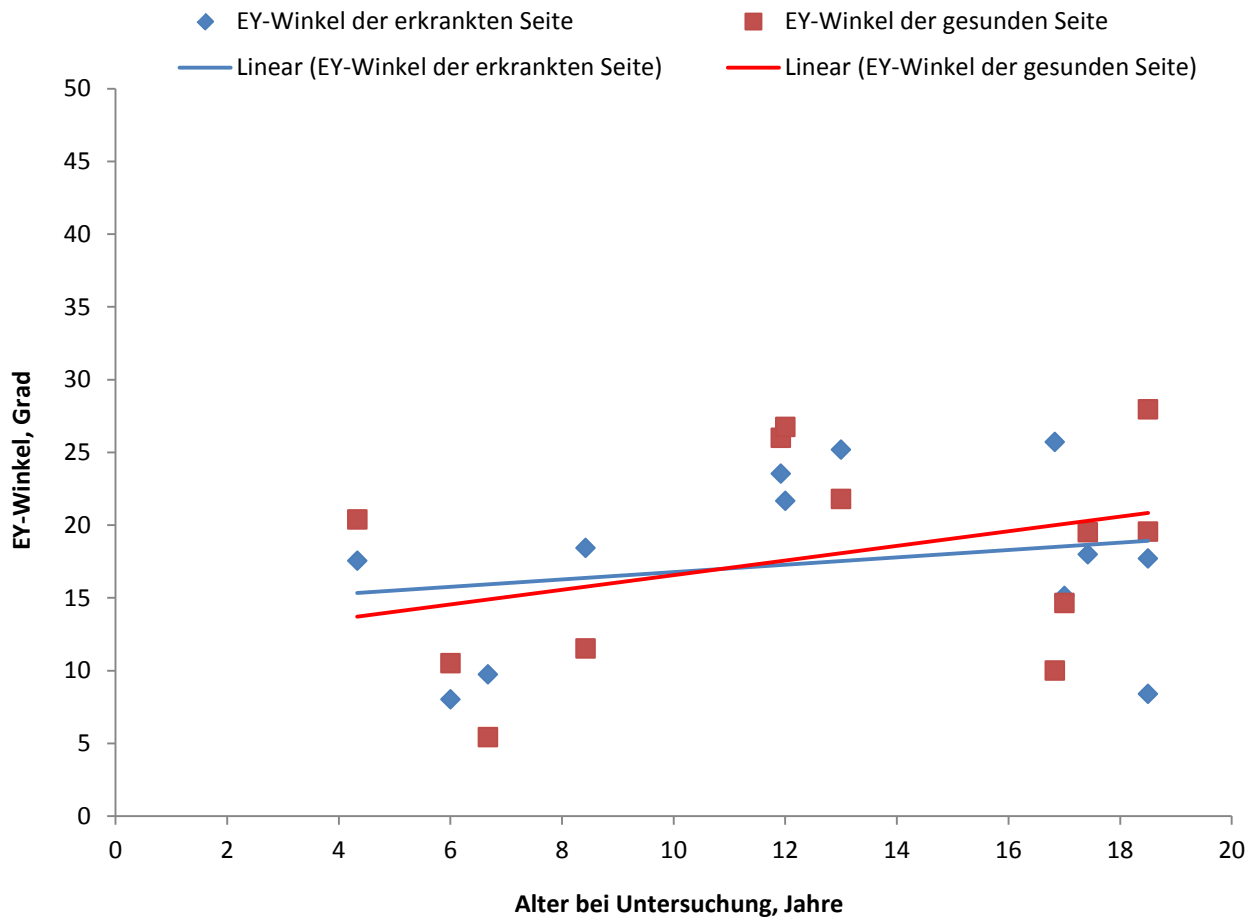
Der Median des KF-Winkels der entlasteten Hüfte ( $75,23^\circ$  - Spannweite:  $60,84$ - $89,83^\circ$ ) ist  $13,52^\circ$  größer als der Median der gesunden Hüfte ( $61,71^\circ$  - Spannweite:  $51,94$ - $84,85^\circ$ ). Der  $p$ -Wert beträgt  $0,005$  (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.8).



**Abb. 6.8:** Boxplot nach Daten des KF-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

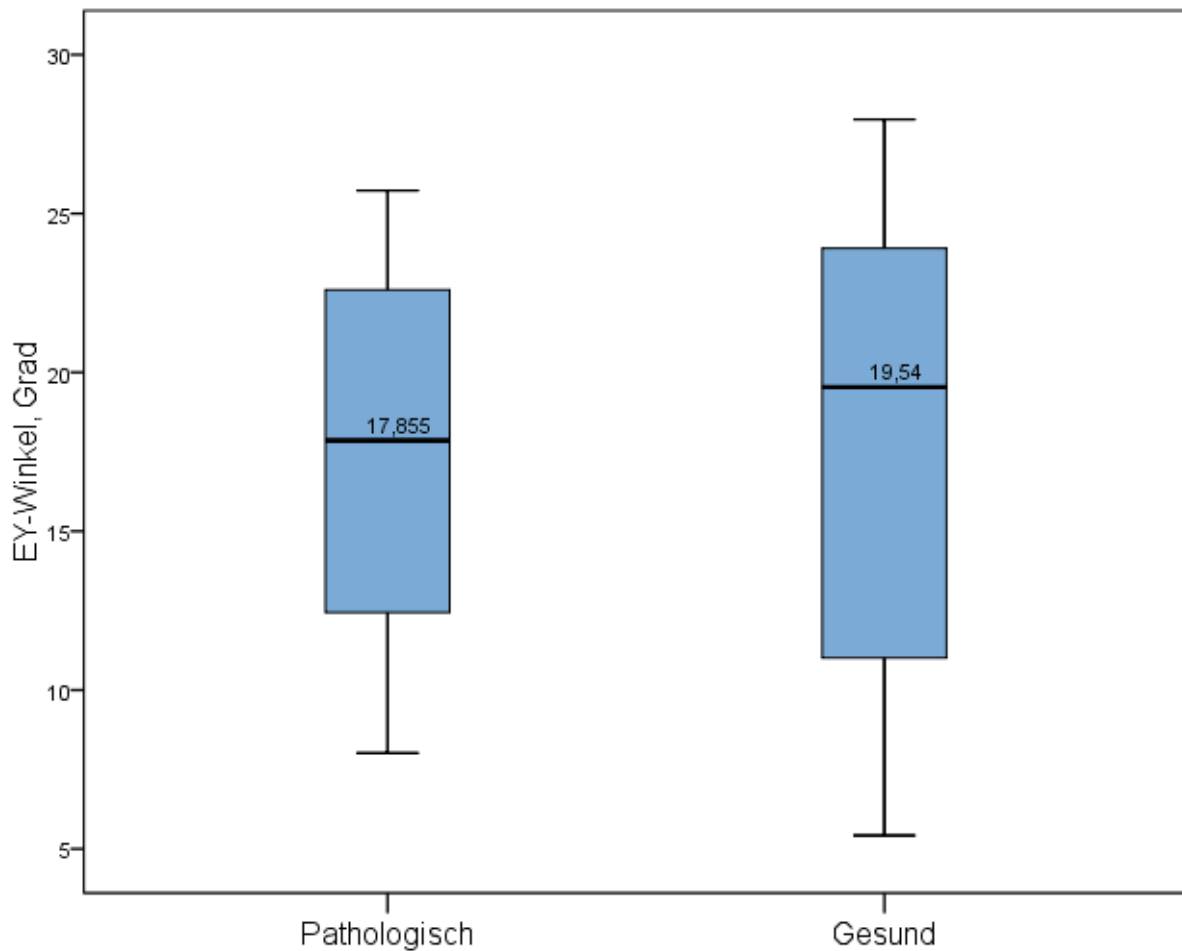
### 6.2.2.2 Kopfeiphysen-Y-Fugen Winkel (EY)

Im Trendlinienbild (Abb. 6.9) sind die Werte des EY-Winkels an den beiden Hüften nahe beieinander.



**Abb. 6.9:** Werte des Kopfeiphysen-Y-Fugen Winkels (EY-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

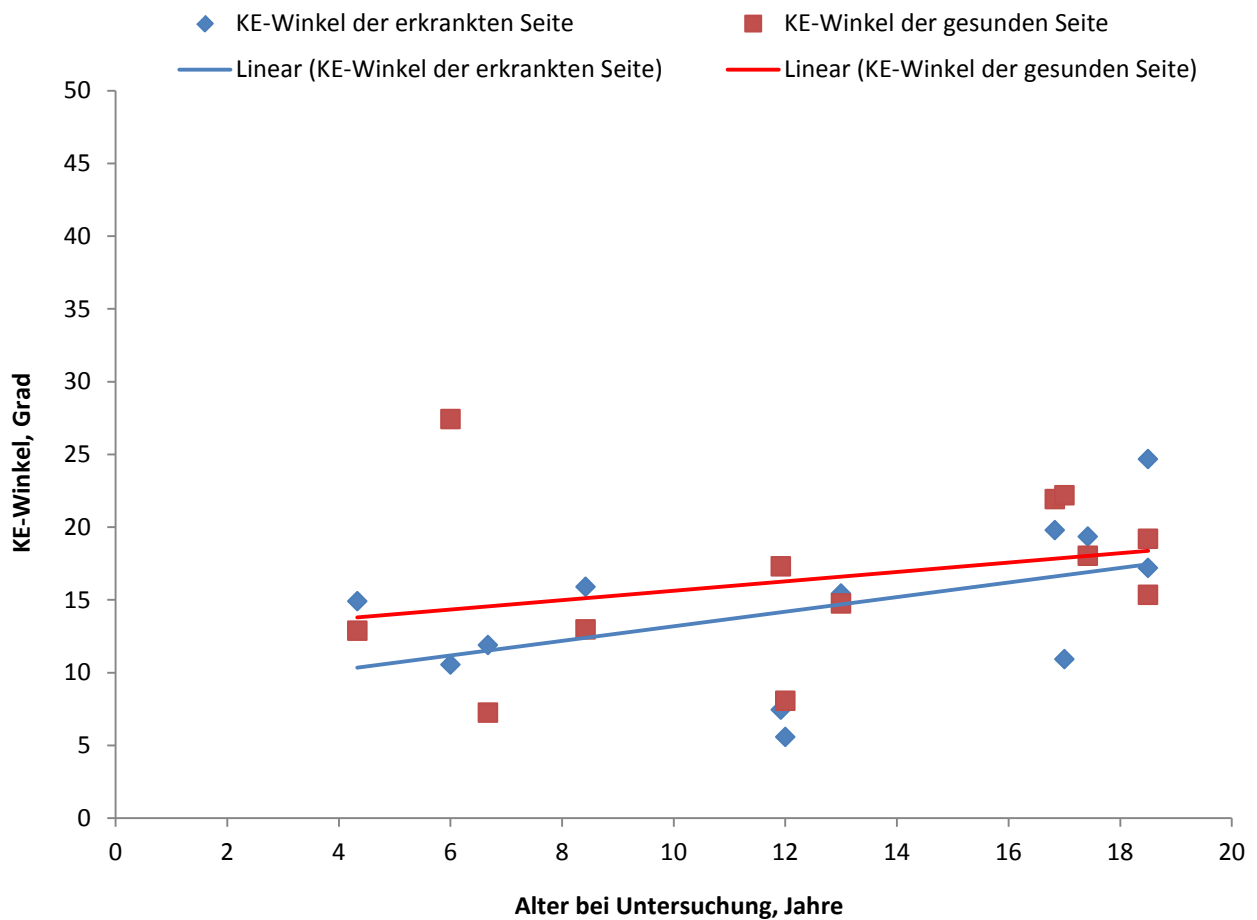
Der Median des EY-Winkels der entlasteten Hüfte ( $17,86^\circ$  - Spannweite:  $8,02$ - $25,72^\circ$ ) ist kleiner als der Median der gesunden Hüfte ( $19,54^\circ$  - Spannweite:  $5,42$ - $27,96^\circ$ ). Der  $p$ -Wert beträgt  $0,63$  (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied (Abb. 6.10).



**Abb. 6.10:** Boxplot nach Daten des EY-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

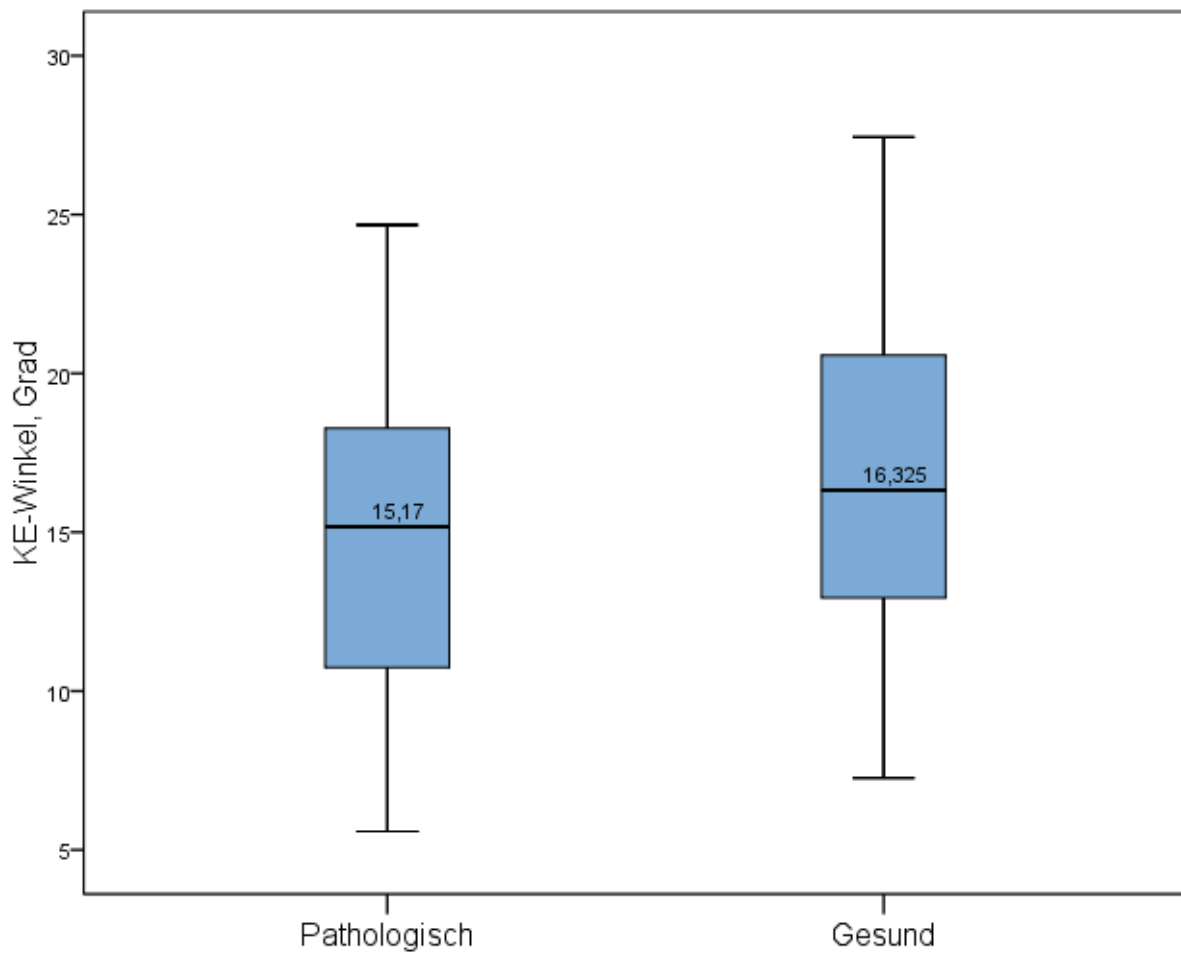
### 6.2.2.3 Kopfeiphysen-Schenkelhalswinkel (KE)

Die Werte der entlasteten (pathologisch veränderten) Hüften zeigen einen kleineren Wert als die gesunde Seite im Trendlinienbild (Abb. 6.11). Es stellt sich somit eine Verkleinerung des KE-Winkels dar.



**Abb. 6.11:** Werte des Kopfeiphysen-Schenkelhalswinkels (KE-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

Der Median des KE-Winkels der entlasteten Hüfte ( $15,17^\circ$  - Spannweite:  $5,28-24,67^\circ$ ) ist kleiner als der Median der gesunden Hüfte ( $16,33^\circ$  - Spannweite:  $7,26-27,44^\circ$ ). Der  $p$ -Wert beträgt  $0,478$  (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied (Abb. 6.12).

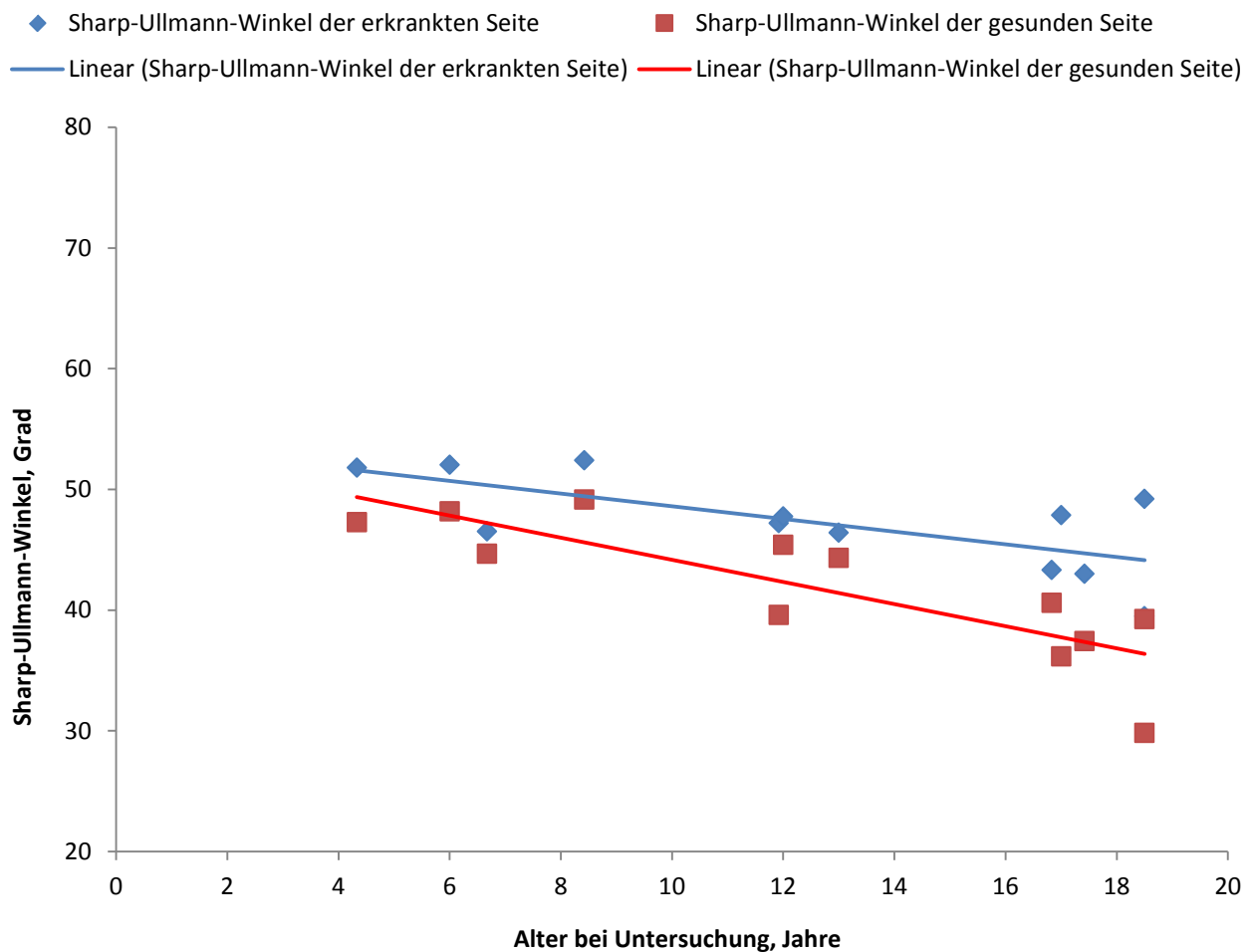


**Abb. 6.12:** Boxplot nach Daten des KE-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

### 6.2.3 Messwerte des Acetabulum betreffend

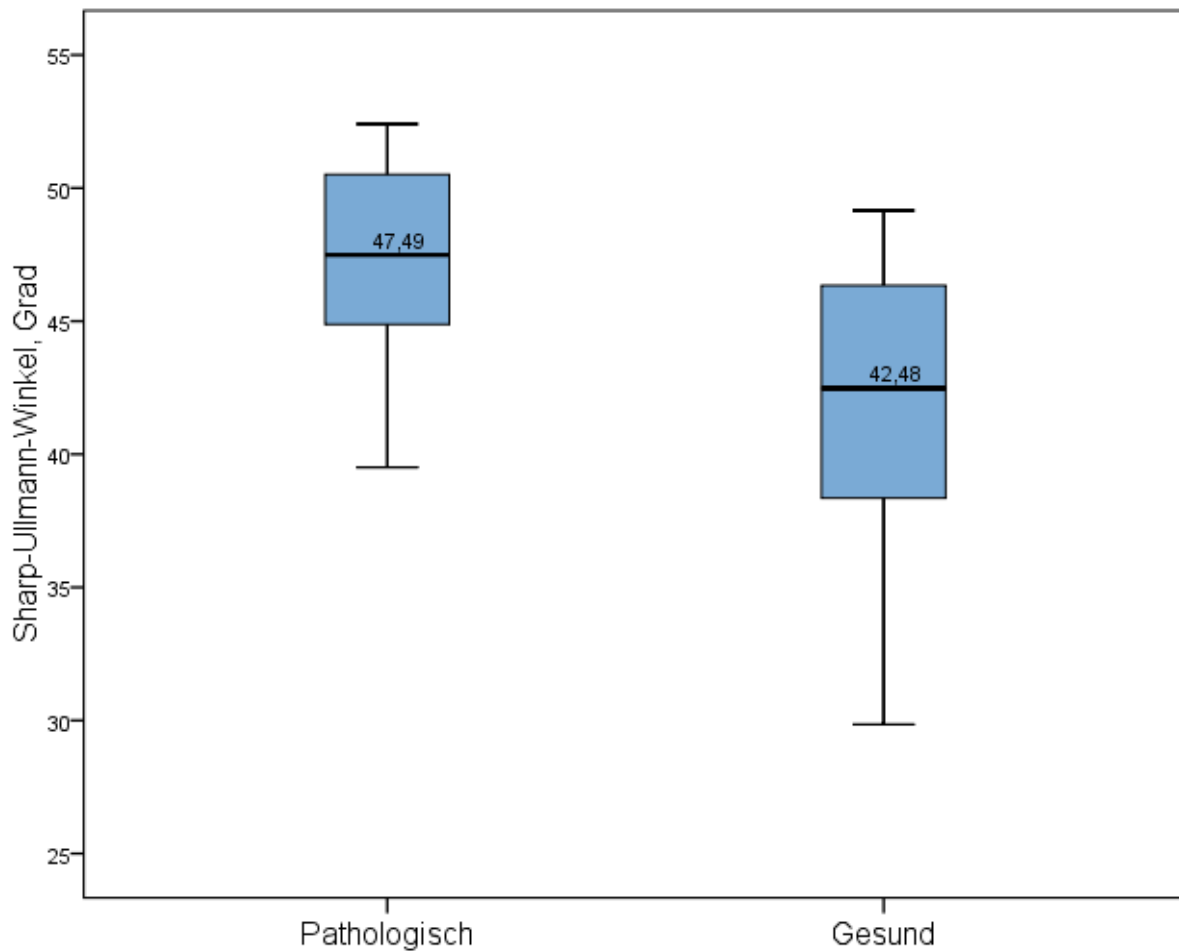
#### 6.2.3.1 Sharp-Ullmann-Winkel

Die Trendlinie der pathologischen Seite verläuft über der der gesunden Seite (Abb. 6.13). Es gibt eine Wertzunahme der entlasteten Hüfte in den Röntgenbildern. Mit Wachstum nimmt der Sharp-Ullmann-Winkel ab.



**Abb. 6.13:** Werte des Sharp-Ullmann-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

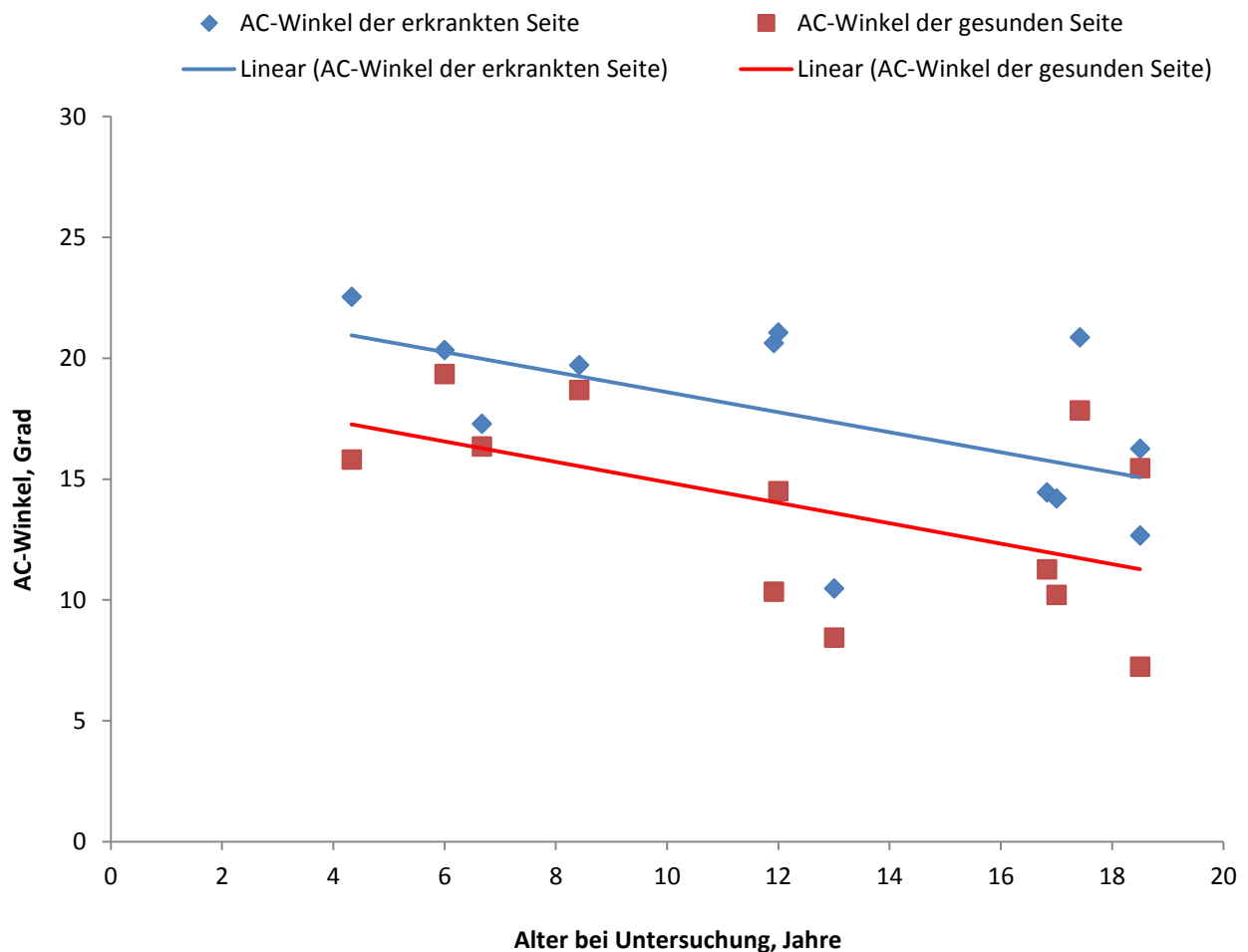
Der Median des Sharp-Ullmann-Winkels der entlasteten Hüfte ( $47,49^\circ$  - Spannweite:  $39,51^\circ$ - $52,41^\circ$ ) ist  $5,01^\circ$  größer als der der gesunden Hüfte ( $42,48^\circ$  - Spannweite:  $29,85^\circ$ - $49,16^\circ$ ). Der  $p$ -Wert beträgt 0,024 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.14).



**Abb. 6.14:** Boxplot nach Daten des Sharp-Ullmann-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

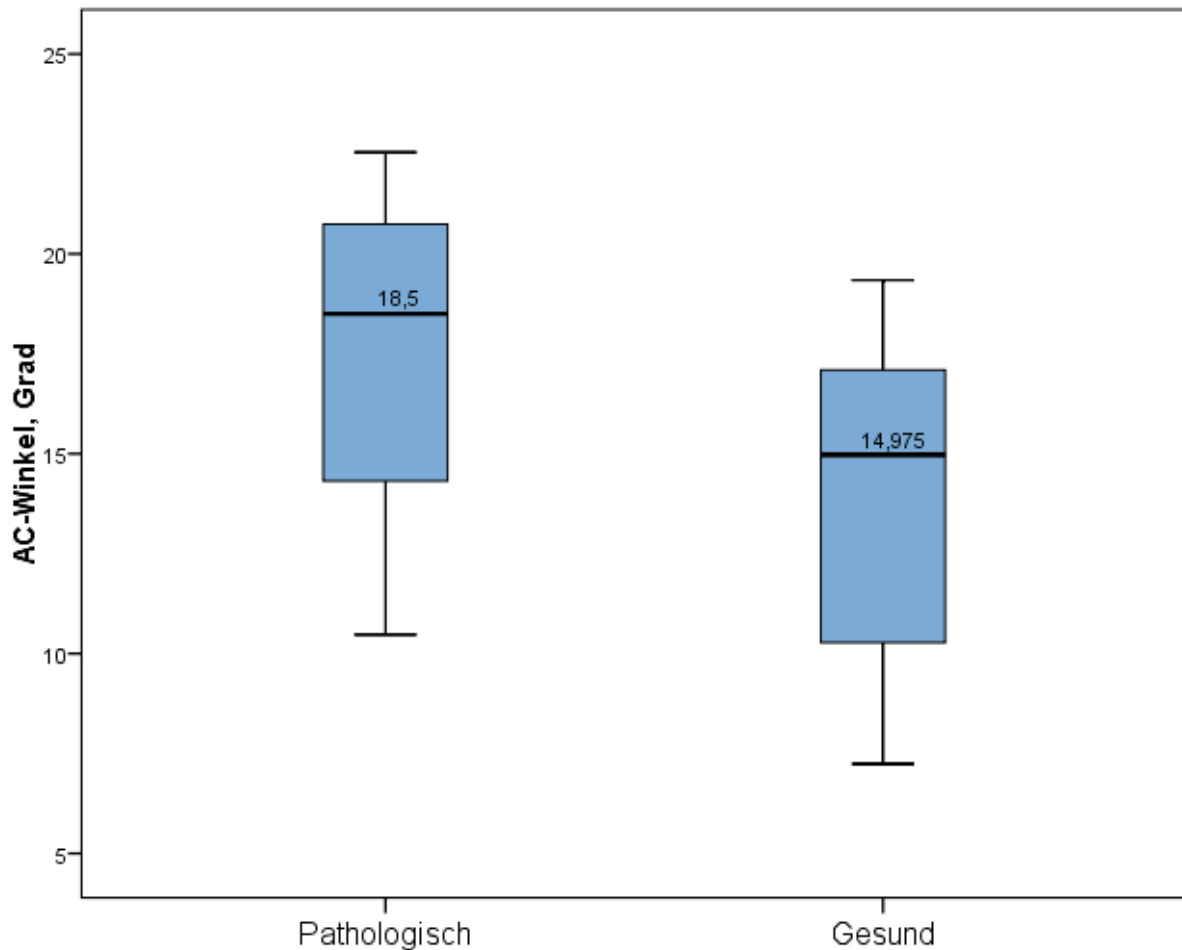
### 6.2.3.2 Acetabulum-Winkel (AC)

Auch hier zeigen sich deutlich höhere Werte der pathologischen (entlasteten) Hüften im Vergleich zu den gesunden (Abb. 6.15). Der AC-Winkel ist steiler, die Pfanne ist somit steiler ausgebildet. Eine Abnahme des AC-Winkels tritt im Wachstumsverlauf auf.



**Abb. 6.15:** Werte des Acetabulum-Winkels (AC-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

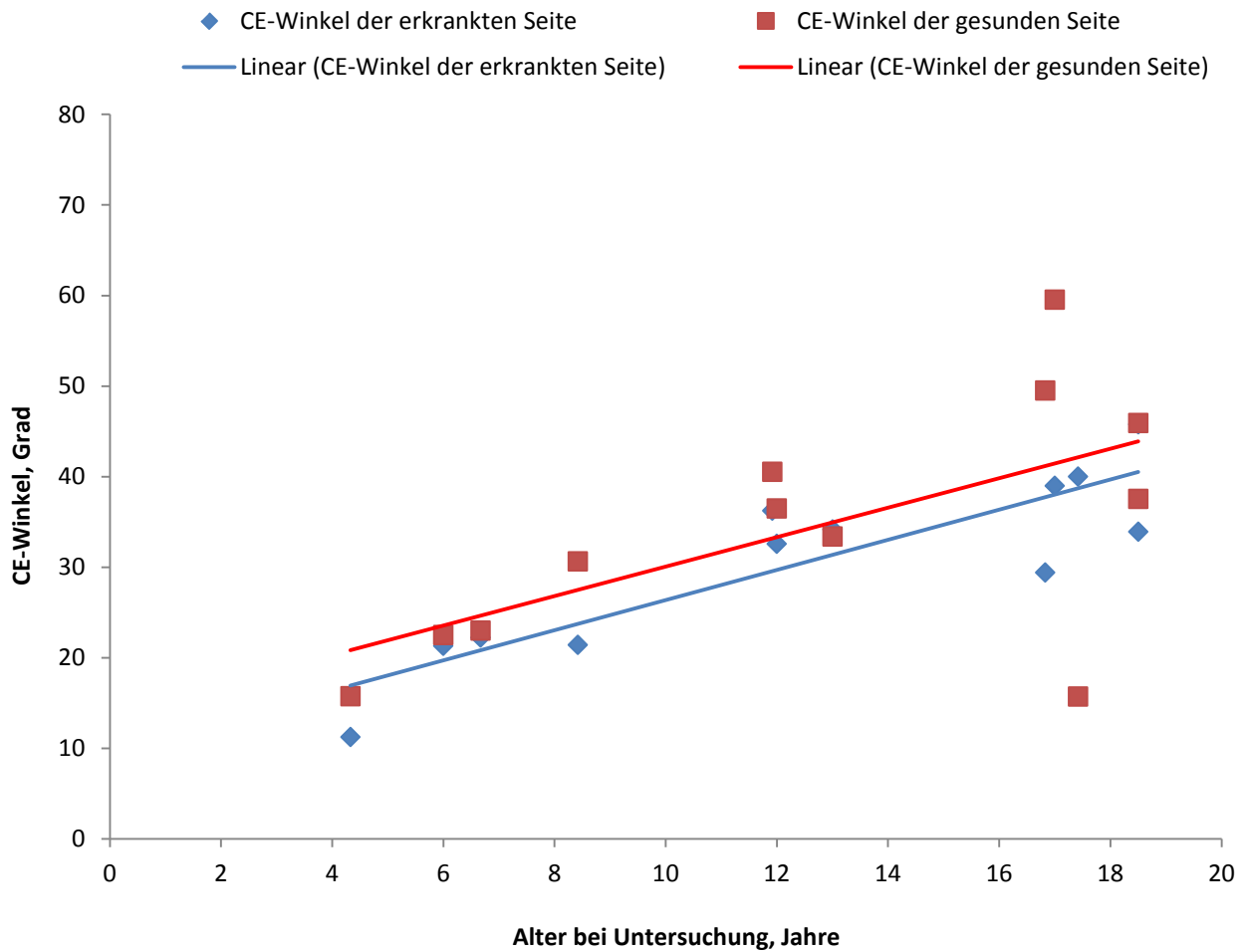
Der Median des AC-Winkels der entlasteten Hüfte ( $18,5^\circ$  - Spannweite:  $10,47$ - $22,54^\circ$ ) ist  $3,52^\circ$  größer als der Median der gesunden Hüfte ( $14,98^\circ$  - Spannweite:  $7,24$ - $19,34^\circ$ ). Der  $p$ -Wert beträgt  $0,039$  (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.16).



**Abb. 6.16:** Boxplot nach Daten des AC-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

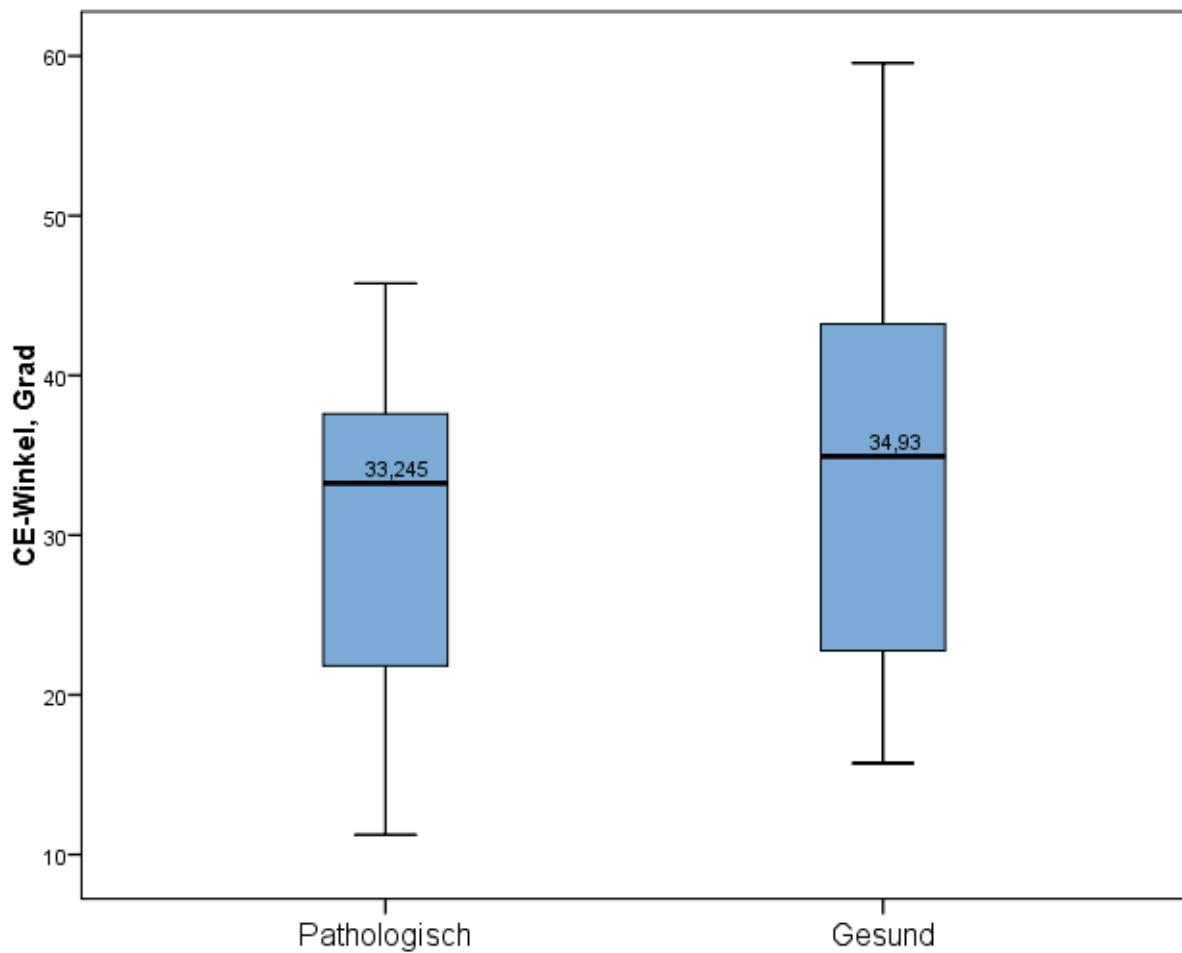
### 6.2.3.3 Zentrum-Ecken-Winkel (CE)

Die Trendlinie der pathologischen Seite verläuft unter der der gesunden Seite (Abb. 6.17). Der CE-Winkel nimmt auf entlasteter und nicht entlasteter Seite im Altersverlauf gleichermaßen zu.



**Abb. 6.17:** Werte des Zentrum-Ecken-Winkels (CE-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

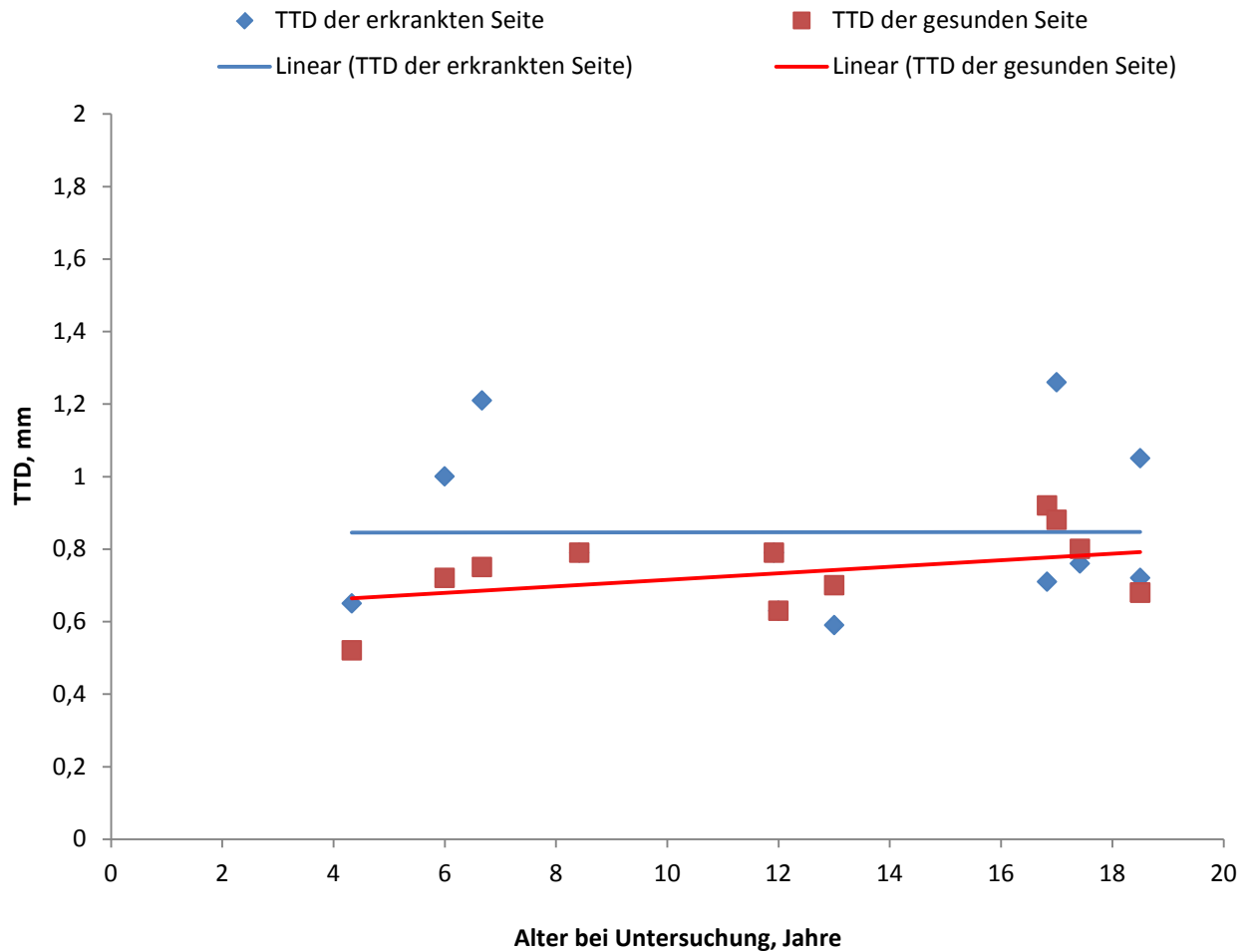
Der Median des CE-Winkels der entlasteten Hüfte ( $33,25^\circ$  - Spannweite:  $11,24$ - $45,77^\circ$ ) ist  $1,68^\circ$  kleiner als der der gesunden Hüfte ( $34,93^\circ$  - Spannweite:  $15,72$ - $59,56^\circ$ ). Der  $p$ -Wert beträgt  $0,443$  (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied (Abb. 6.18).



**Abb. 6.18:** Boxplot nach Daten des CE-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

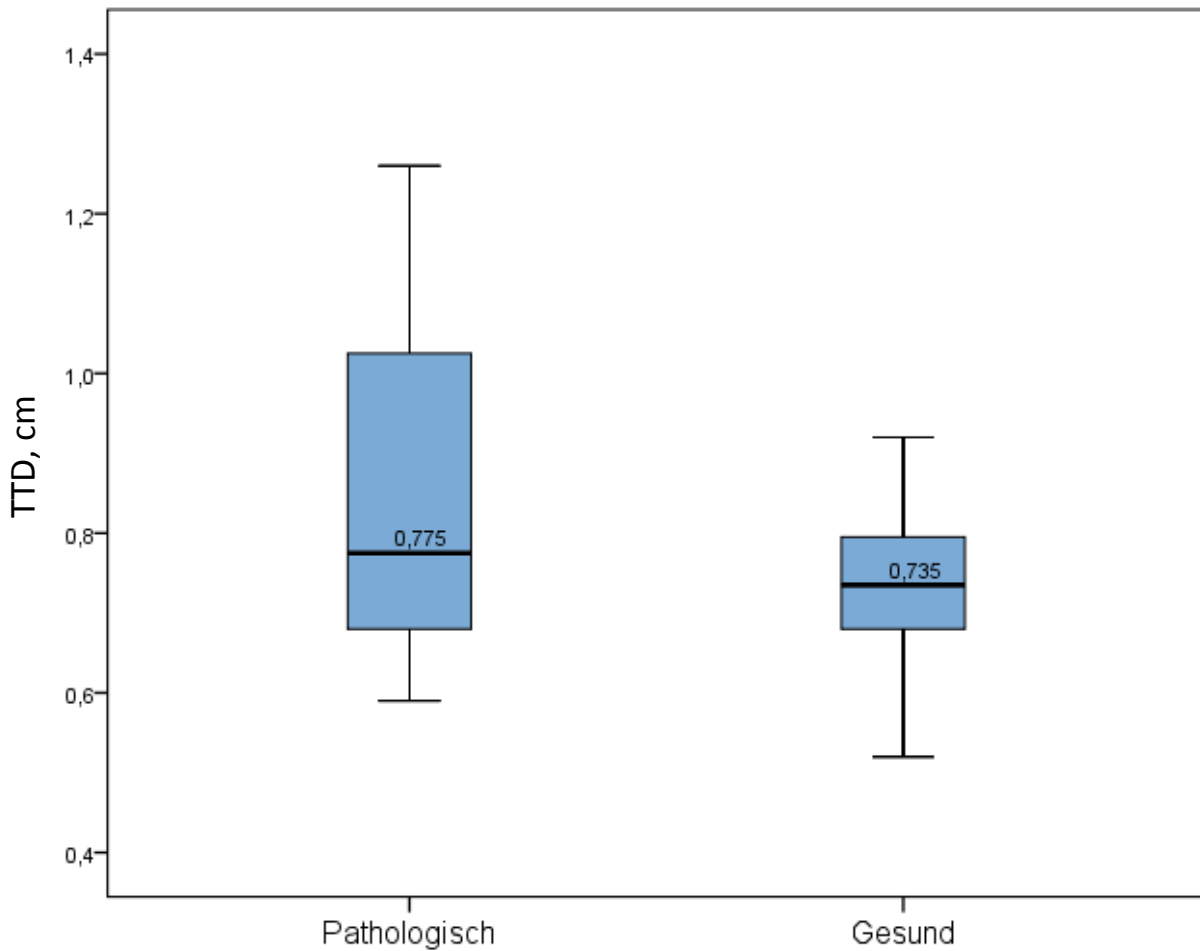
#### 6.2.3.4 Tear Drop Distance (TDD)

Im Trendlinienbild (Abb. 6.19) ergibt sich ein Werteanstieg der gesunden in Richtung der pathologischen Hüften. Die Werte der Entlastungsseite ähneln den Gesundheitswerten.



**Abb. 6.19:** Werte der Tear Drop Distance (TDD) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

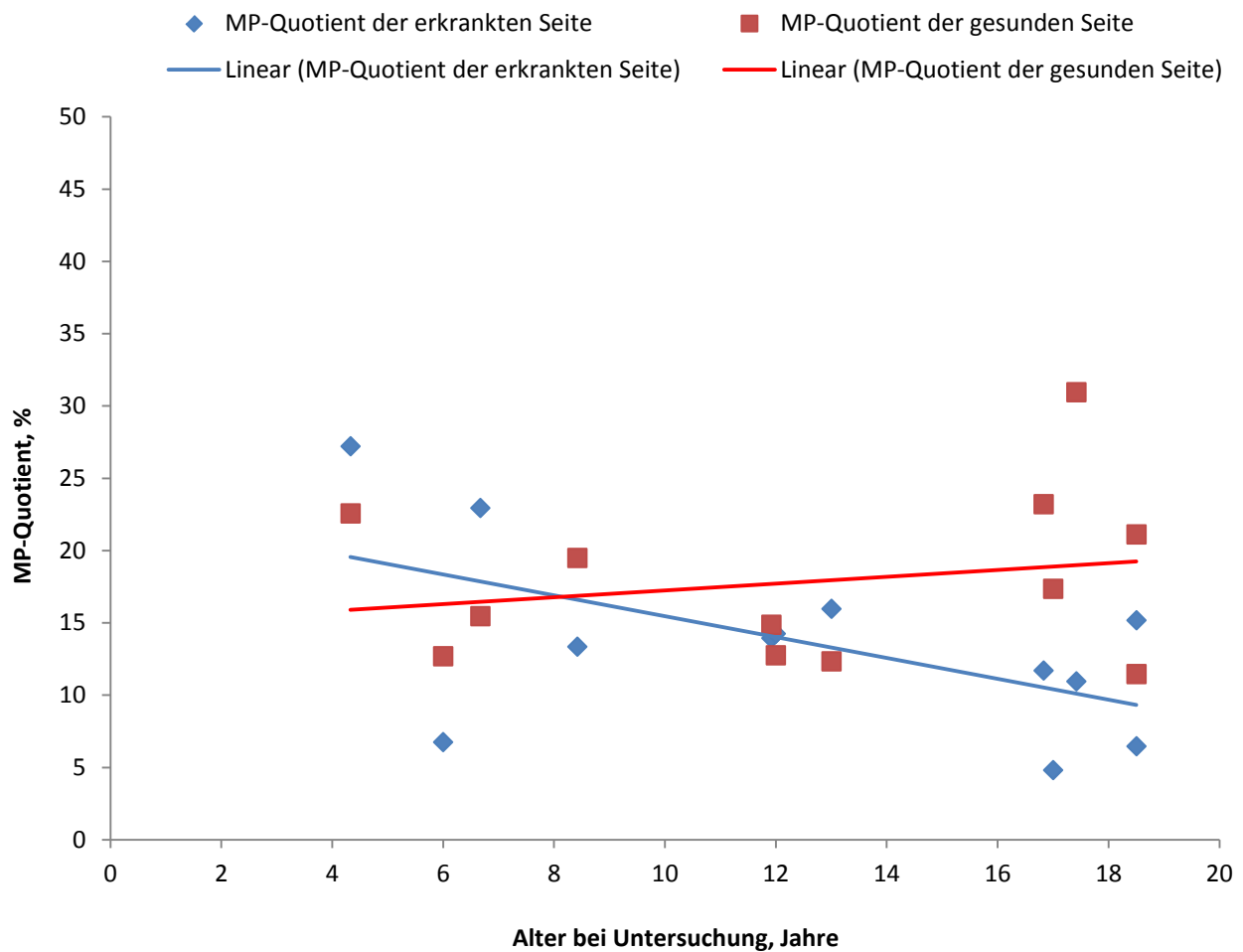
Der Median des TDD der entlasteten Hüfte (0,78 cm - Spannweite: 0,59-1,26 cm) ist größer als der Median der gesunden Hüfte (0,74 cm - Spannweite: 0,52-0,92 cm). Der  $p$ -Wert beträgt 0,443 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied (Abb. 6.20).



**Abb. 6.20:** Boxplot nach Daten des Tränenfigur-Abstands (TDD) an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

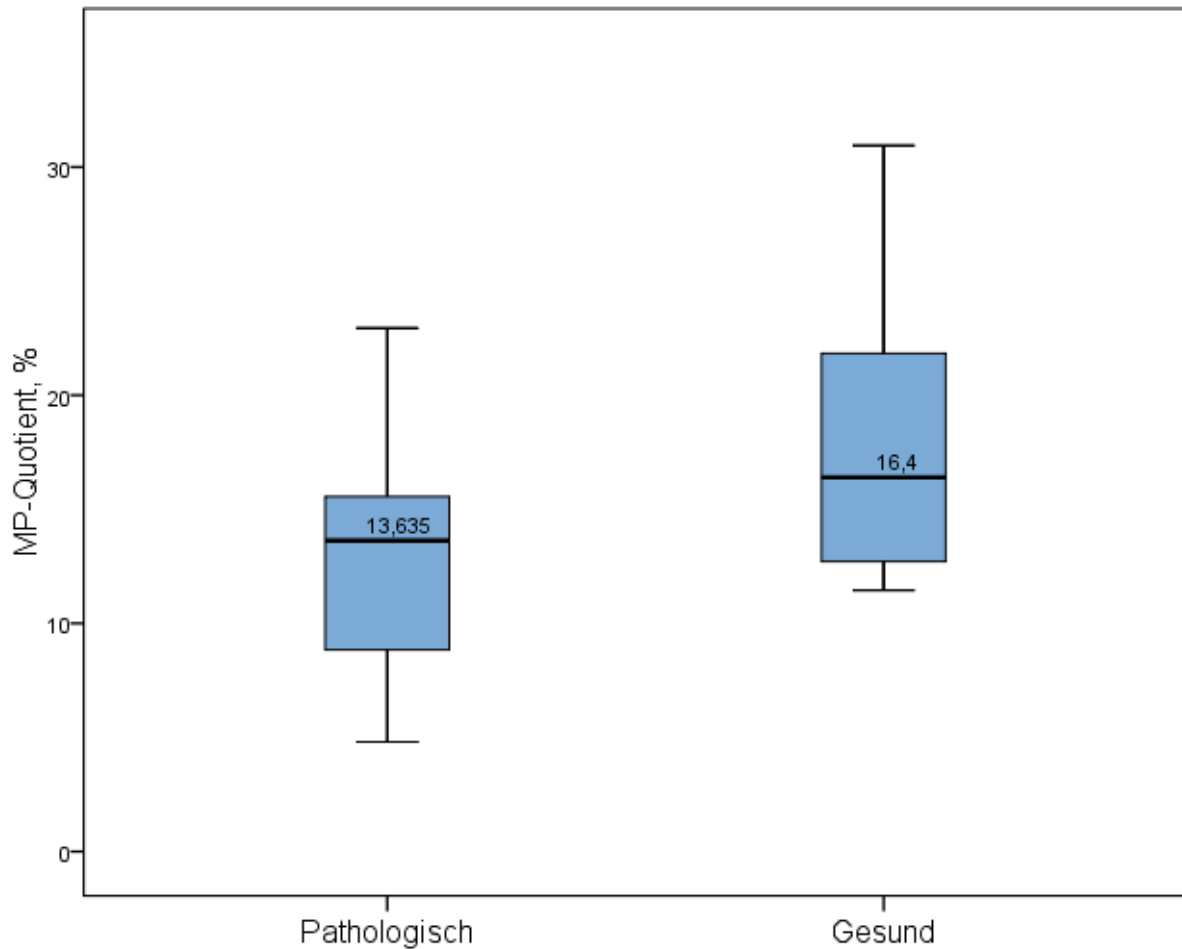
### 6.2.3.5 MP-Quotient

Im Trendlinienbild gibt es keine Korrelation zwischen Werten der beiden Hüften (Abb. 6.21). Der MP-Quotient erlaubt eine prozentuale Beurteilung der Überdachung bzw. Tiefeinstellung des Hüftkopfes, bei den 4/12-Röntgenbildern zeigt sich somit ein verringertes Eindringen des Hüftkopfes in die Pfanne.



**Abb. 6.21:** Werte des Migration Percentage Quotienten (MP) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt

Der Median des MP-Quotienten der entlasteten Hüfte (13,63 % - Spannweite: 4,81-27,2 %) ist 2,77 % kleiner als der Median der gesunden Hüfte (16,4 % - Spannweite: 11,45-30,94 %). Der  $p$ -Wert beträgt 0,128 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied (Abb. 6.22).



**Abb. 6.22:** Boxplot nach Daten des MP-Quotienten an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte

### 6.3 Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse

#### 6.3.1 Kinetik

##### 6.3.1.1 Weg-Zeit-Parameter und Gangzyklus

Der Median der Schrittweite beträgt 13,5 (8-20) cm. Der Median der Doppelstandphase stellt sich 34,3 % (26-69,7 %) eines ganzen Gangzyklus dar. Der Median der Doppelschrittlänge ist 50,5 (31-86) cm. Die Doppelschrittzeit hat etwa 1,35 (0,96-2,78) Sek. gedauert. Der Median der Kadenz beträgt 89,5 (44-426) Schritte/Min. Der Median der Gehgeschwindigkeit auf dem Laufband ist 1,25 (0,5-2,3) Km/Stunde.

Die Tabelle 6.3 veranschaulicht, dass der Median der Schrittlänge und der Schrittzeit der entlasteten Hüfte (34 cm; Spannweite: 17-61 cm, 1,59 Sek.; Spannweite: 0,5-2,88 Sek.) größer als die der gesunden Hüfte (27 cm; Spannweite: 14-42 cm, 0,65 Sek.; Spannweite: 0,46-1,26 Sek.) ist. Der  $p$ -Wert beträgt 0,022 und 0,029 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

Bezüglich des Gangzyklus zeigt sich die entlastete Seite wie folgt verändert. Die Standphase (Median: 65,75 %; Spannweite: 56-78 %) ist deutlich kürzer und die Schwungphase (Median: 34,25 %; Spannweite: 21,9-44 %) ist länger. Der  $p$ -Wert beträgt 0,023 und 0,023 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

Der Median der Stoßdämpfungsphase an der entlasteten Hüfte liegt bei (19,95 %; Spannweite: 14,4-39,2 %) und ist länger als der der gesunden Hüfte (18 %; Spannweite: 8,8-32 %). Der  $p$ -Wert beträgt 0,529 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied.

Die mittlere Standphase der entlasteten Hüfte (Median: 27,55 %; Spannweite: 8,3-34,1 %) ist im Vergleich zu der der gesunden Hüfte (Median: 34,2 %; Spannweite: 18-44,4 %) verkürzt. Der  $p$ -Wert beträgt 0,043 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied.

Die Abstoßphase ist auf der erkrankten Seite (Median: 17,3 %; Spannweite: 9,2-32,1 %) im Vergleich zu der der gesunden Seite (Median: 19,9 %; Spannweite: 14,4-37,9 %) verkürzt. Der  $p$ -

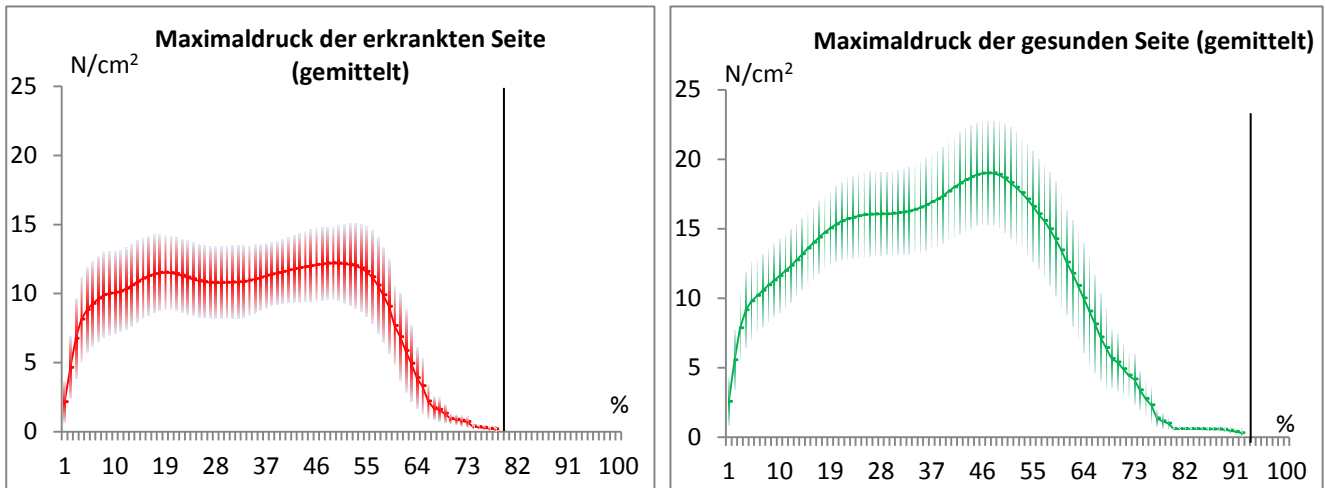
Wert beträgt 0,353 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied.

**Tab. 6.3:** Vergleich der entlasteten Seite mit der gesunden Gegenseite nach der Schrittlänge, der Schrittzeit und den Phasen des Gangzyklus

	Entlastete Seite	Gesunde Gegenseite	<i>p</i> -Wert
	Median (Spannweite)	Median (Spannweite)	
Schrittlänge, cm	34 (17-61)	27 (14-42)	<b>0,022</b>
Schrittzeit, Sek.	1,59 (0,5-2,88)	0,65 (0,46-1,26)	<b>0,029</b>
Standphase, %	65,75 (56-78)	72,1 (65,9-91,6)	<b>0,023</b>
Stoßdämpfungsphase, %	19,95 (14,4-39,2)	18 (8,8-32)	0,529
Mittlere Standphase, %	27,55 (8,3-34,1)	34,2% (18-44,4)	<b>0,043</b>
Abstoßphase, %	17,3 (9,2-32,1)	19,9% (14,4-37,9)	0,353
Schwungphase, %	34,25 (21,9-44)	34,25 (21,9-44)	<b>0,023</b>

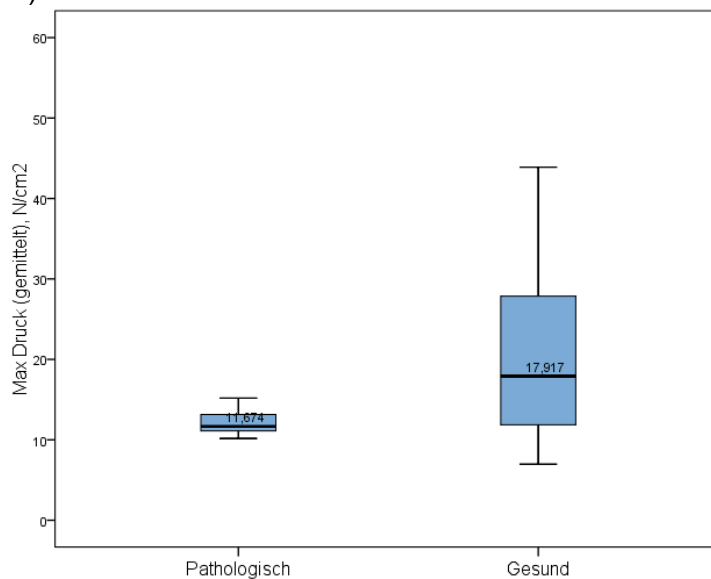
### 6.3.1.2 Druck

Bei der Standphase ist der Maximaldruck auf den Boden an der entlasteten Hüfte im Vergleich mit der gesunden signifikant vermindert (Abb. 6.23). Außerdem ist die Standphase auf der gesunden Seite viel länger. Nur bei einem Kind mit Unterschenkelamputation gab es ein anderes Bild. Das Kind ging mit einer Prothese auf dem Laufband, die fürs Gehen nicht gut geeignet war. Deswegen hielt es am Ende der Standphase des gesunden Beins das Bein länger auf dem Boden.



**Abb. 6.23:** Vergleich des Maximaldrucks, der auf den Boden übertragen wurde, an der entlasteten (erkrankten) und gesunden Seite

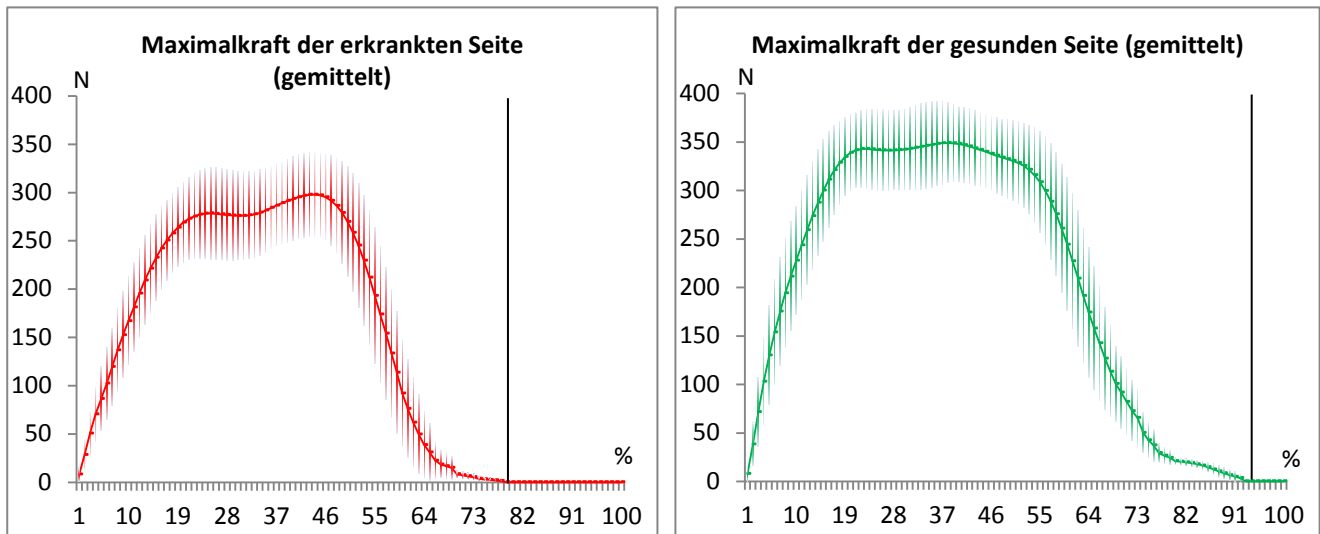
Der Median des Maximaldrucks an der entlasteten Hüfte ( $11.67 \text{ N/cm}^2$ ; Spannweite: 10,17-18,16  $\text{N/cm}^2$ ) ist weniger als der der gesunden Hüfte ( $17.92 \text{ N/cm}^2$ ; Spannweite: 6,97-54,98  $\text{N/cm}^2$ ). Der  $p$ -Wert beträgt 0,014 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.24).



**Abb. 6.24:** Boxplot nach Daten des Maximaldrucks an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte

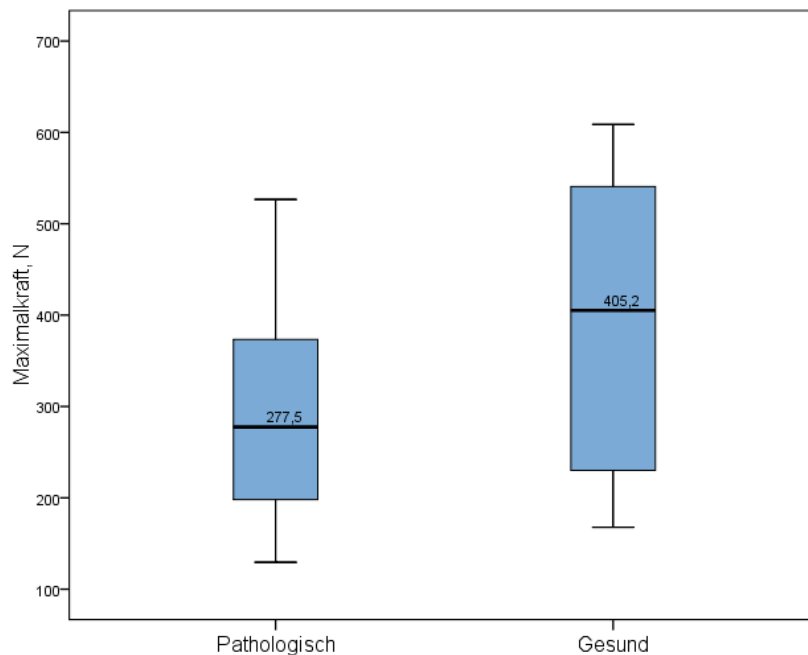
### 6.3.1.3 Kraft

Die Maximalkraft, die auf den Boden übertragen wurde, ist an der entlasteten Hüfte im Vergleich mit der gesunden Seite während der Standphase signifikant vermindert (Abb. 6.25).



**Abb. 6.25:** Vergleich der Maximalkraft, die auf den Boden übertragen wurde, an der entlasteten (erkrankten) und gesunden Seite

Der Median der Maximalkraft der entlasteten Hüfte (277,5 N; Spannweite: 129,5-526,6 N) ist kleiner als der der gesunden Hüfte (405,2 N; Spannweite: 167,7-608,7 N). Der  $p$ -Wert beträgt 0,023 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 26).

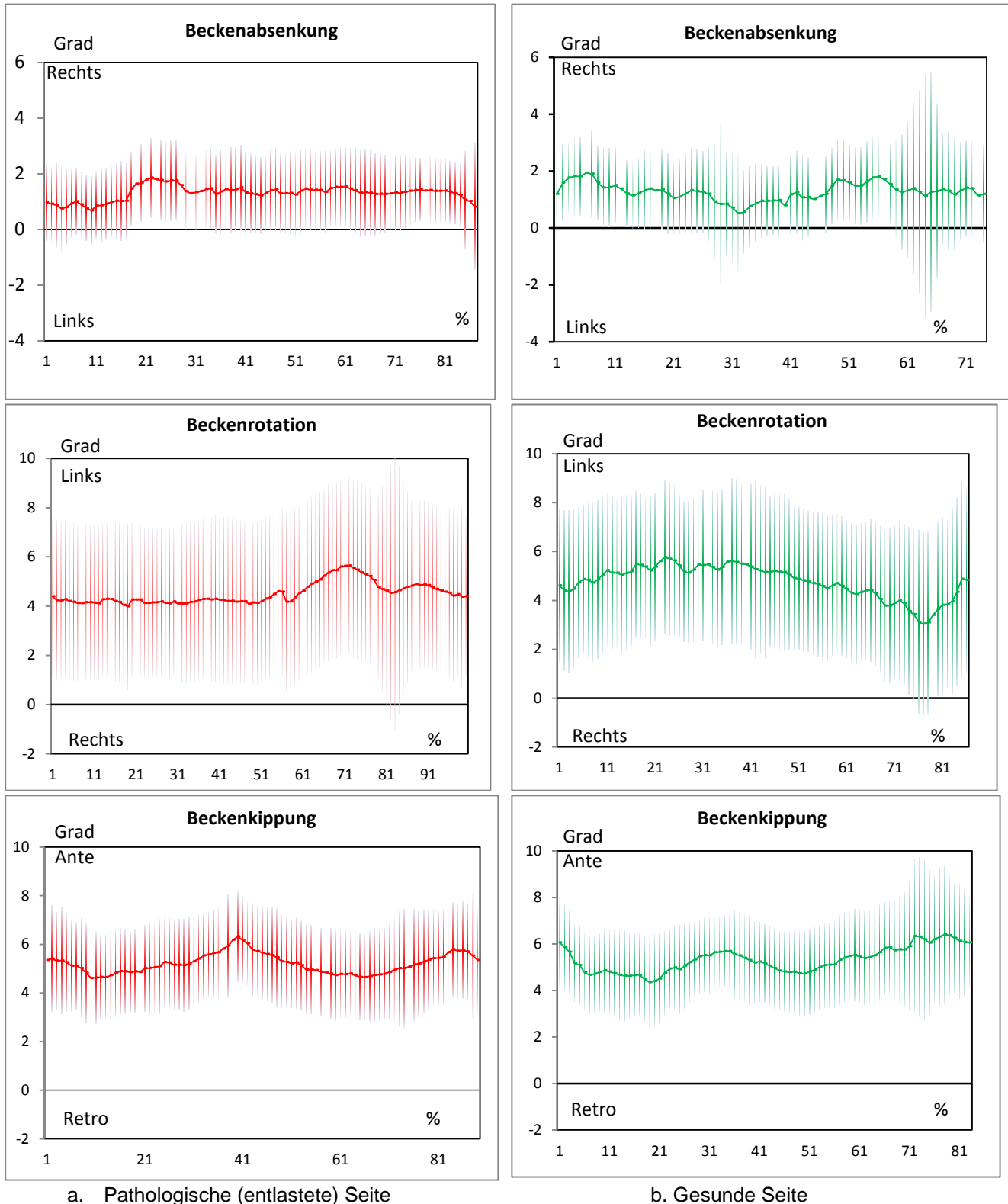


**Abb. 6.26:** Boxplot nach Daten der Maximalkraft an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte

### 6.3.2 Kinematik

#### 6.3.2.1 Becken

Die Analyse der Kinematik-Daten zeigt keine makroskopisch auffälligen Veränderungen der Beckenbewegungen in der frontalen, sagittalen und transversalen Ebene (Abb. 6.27). Die Beckenabsenkung, -kipfung und -rotation sind annähernd gleich auf der entlasteten und der gesunden Seite.



**Abb. 6.27:** Kinematik Becken

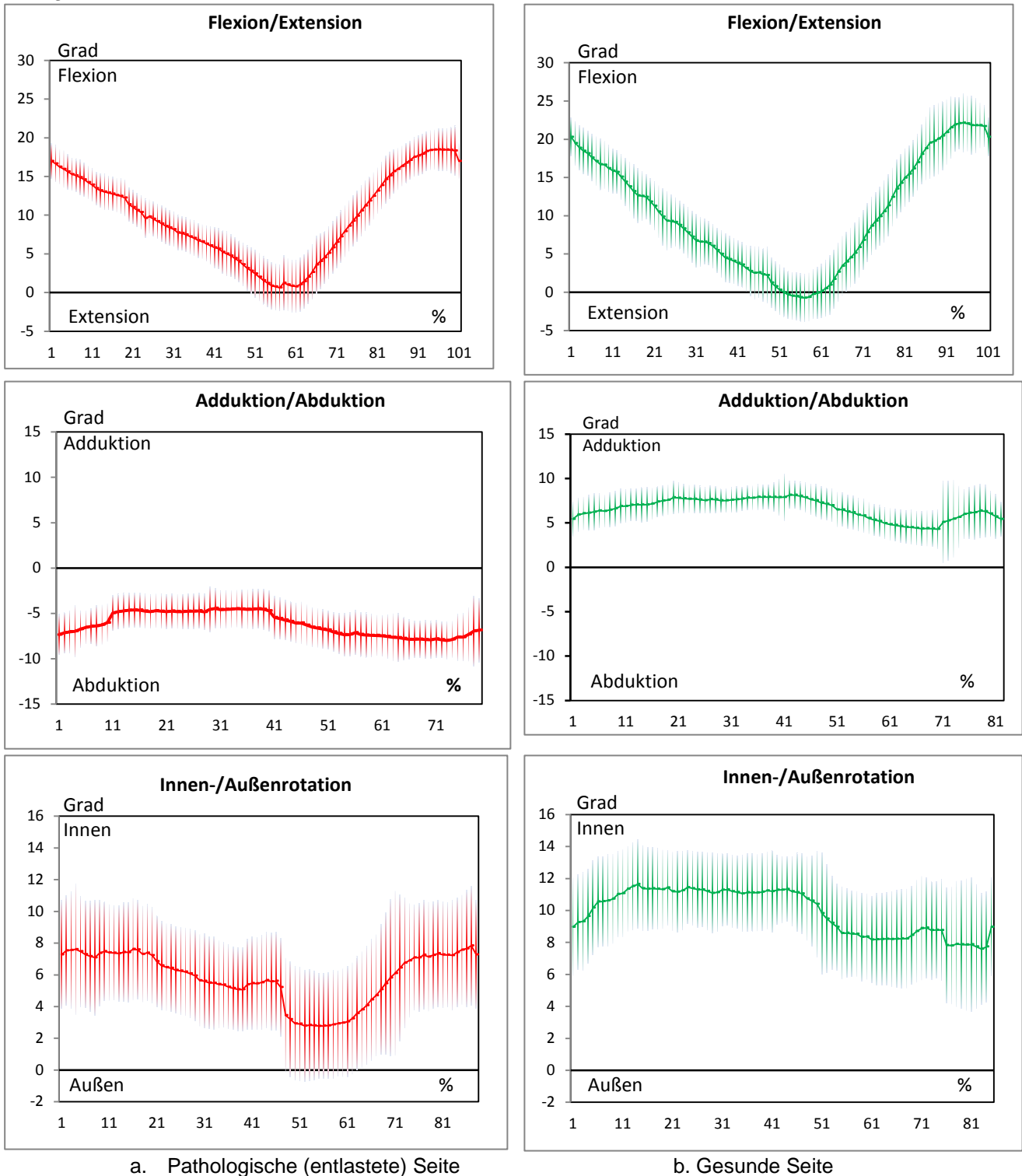
Tabelle 6.4 veranschaulicht, dass keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen beiden Seiten in Hinsicht auf Beckenbewegungen in Frontal-, Sagittal- und Transversalebene bestehen (Durchführung eines verbundenen  $t$ -Testes beträgt der  $p$ -Wert  $>0,05$ .).

**Tab. 6.4:** Vergleich der entlasteten Seite mit der gesunden Gegenseite nach Beweglichkeit des Beckens

	Entlastete Seite	Gesunde Gegenseite	$p$ -Wert
	Median (Spannweite)	Median (Spannweite)	
Maximalbeckenabsenkung, Grad	6,29 (0,97-23,35)	6,37 (0,9-23,44)	1,00
Maximalbeckenkipfung, Grad	8,18 (0,29-19,69)	8,17 (0,26-19,63)	1,00
Maximalbeckenrotation, Grad	9,92 (0,61-26,82)	9,99 (0,41-25,72)	1,00

### 6.3.2.2 Hüfte

Obwohl die gesunde Hüfte mehr flektiert (größerer Bewegungsumfang), zeigte die Analyse der Kinematik-Daten der Hüfte in der Frontalebene keine auffälligen Veränderungen bezüglich Flexion/Extension (Abb. 6.28). In der Sagittalebene ist die entlastete Hüfte ausschließlich abduziert und die gesunde mehr adduziert. In der Transversalebene ist die maximale Hüftinnenrotation auf der erkrankten Seite beim Gehen zum Vergleich mit der gesunden insignifikant vermindert.



**Abb. 6.28:** Kinematik Hüfte

Die Tabelle 6.5 fasst die Median-Werte der Hüftbewegungen zusammen. Der Median der maximalen Hüftflexion an der entlasteten Hüfte (22,29°; Spannweite: 0-48,61°) ist größer als der der gesunden Hüfte (21,28°; Spannweite: 9,4-45,68°). Der  $p$ -Wert beträgt 0,853 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied.

Der Median der maximalen Hüftextension der entlasteten Hüfte liegt um (3°; Spannweite: 0-25,79°) und ist größer als der der gesunden Hüfte (3,67°; Spannweite: 0-29,62°). Der  $p$ -Wert beträgt 1,00 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied.

Die Untersuchungen ergaben, dass die entlastete Hüfte mehr abduziert (16,81°; Spannweite: 0-24,13°) und die gesunde mehr adduziert (11,27°; Spannweite: 0-21,84°).

Der Median der maximalen Innenrotation der entlasteten Hüfte (11,26°; Spannweite: 0-34,68°) ist größer als der der gesunden (5,35°; Spannweite: 0-87,11°). Der  $p$ -Wert beträgt 0,912 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied.

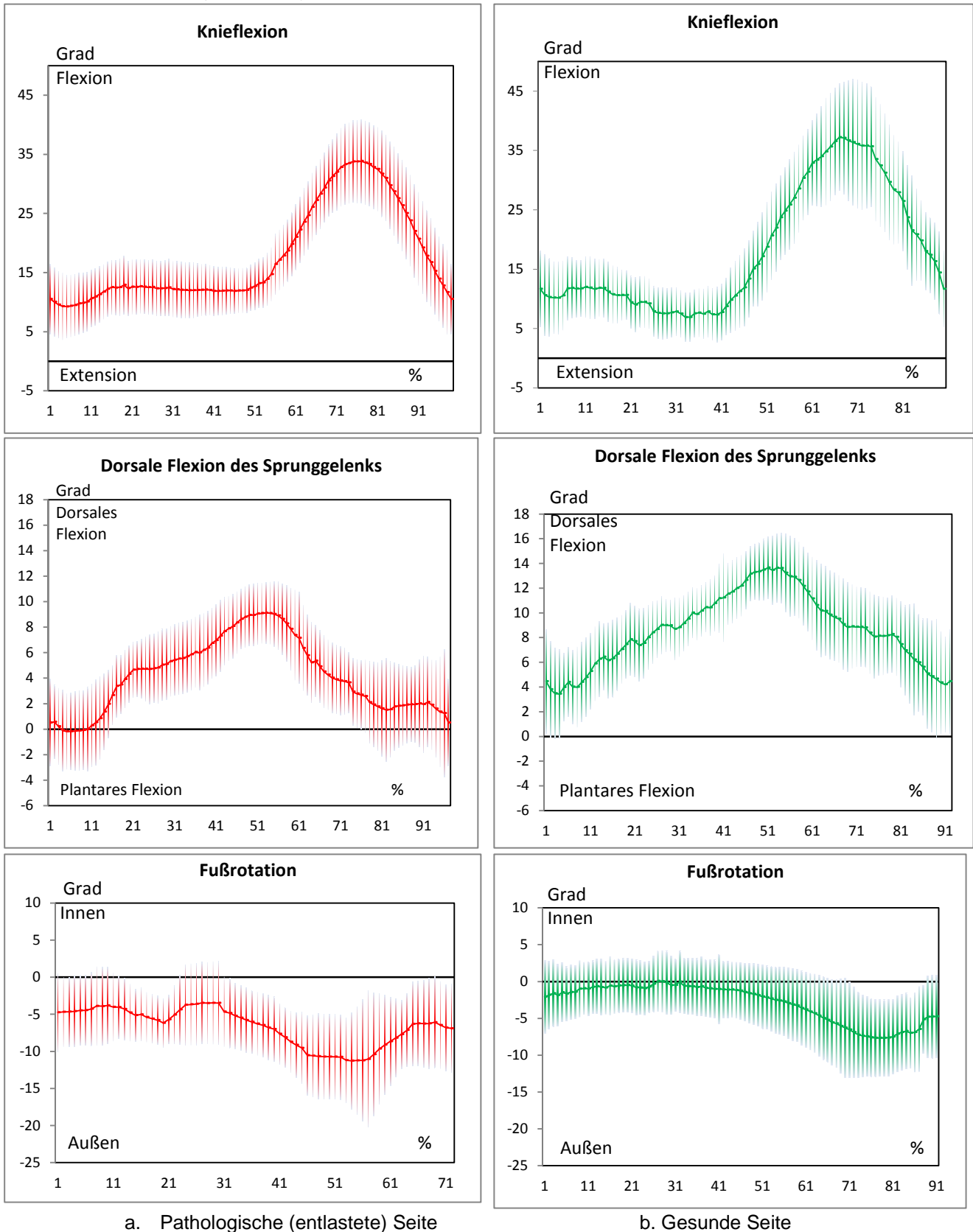
Der Median der maximalen Außenrotation an der entlasteten Hüfte (0,9°; Spannweite: 0-43,13°) ist kleiner als der der gesunden Hüfte (1,29°; Spannweite: 0-20,23°). Der  $p$ -Wert beträgt 0,796 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht kein signifikanter Unterschied.

**Tab. 6.5:** Vergleich der entlasteten Seite mit der gesunden Gegenseite nach Beweglichkeit der Hüfte

	Entlastete Seite	Gesunde Gegenseite	$p$ -Wert
	Median (Spannweite)	Median (Spannweite)	
Flexion, Grad	22,29 (0-48,61)	21,28 (9,4-45,68)	0,853
Extension, Grad	3 (0-25,97)	3,68 (0-29,62)	1,00
Adduktion, Grad	1,37 (0-18,67)	11,27 (0-21,84)	0,089
Abduktion, Grad	16,81 (0-24,13)	0 (0-13,69)	<b>0,007</b>
Innenrotation, Grad	11,26 (0-34,68)	5,35 (0-87,11)	0,912
Außenrotation, Grad	0,9 (0-43,13)	1,29 (0-20,23)	0,796

### 6.3.2.3 Knie- und Sprunggelenk

Die Analyse der Kinematik-Daten des Kniegelenks und des Sprunggelenks verweist darauf, dass auf dem gesunden Bein das Knie mehr flektiert und der Fuß mehr dorsal flektiert und weniger nach außen rotiert (Abb. 6.29).

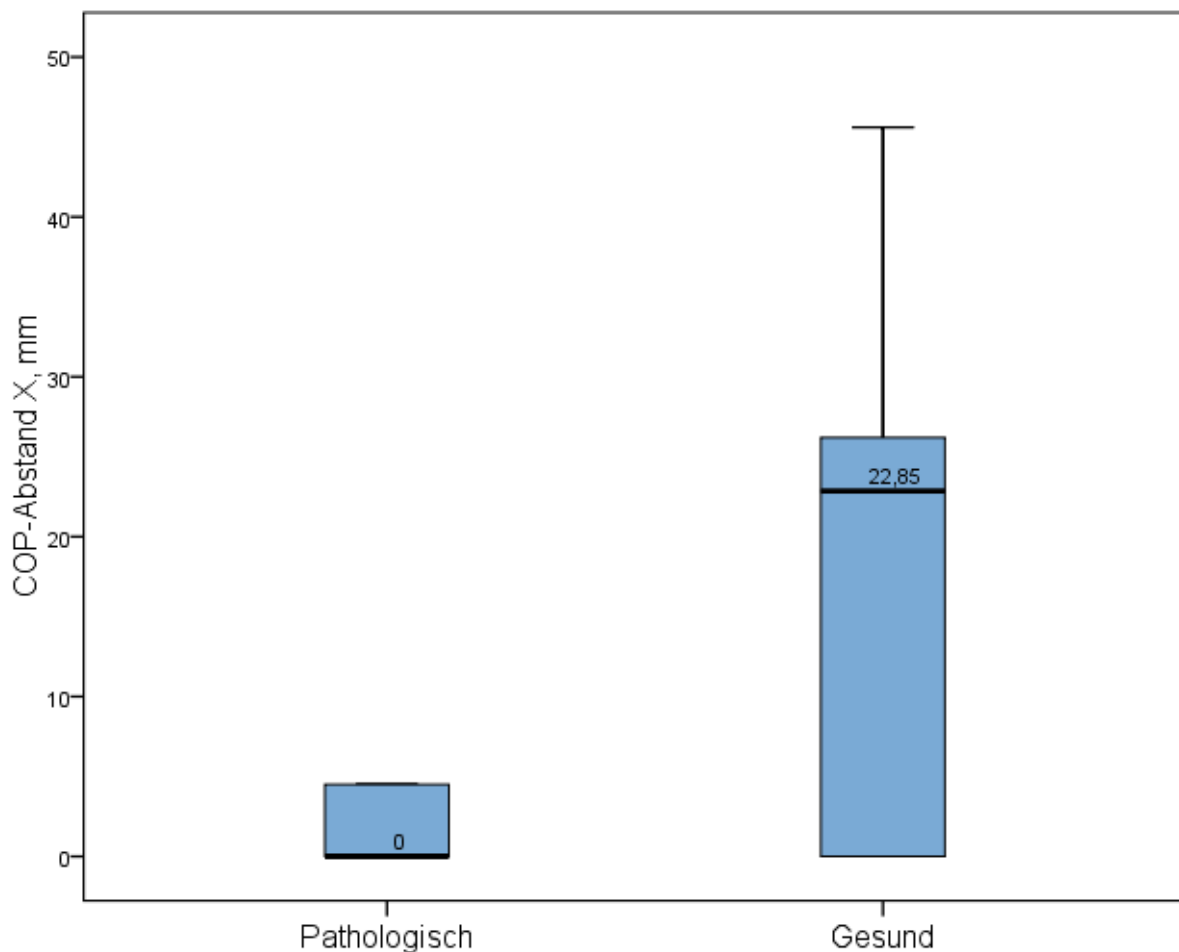


**Abb. 6.29:** Kinematik Knie- und Sprunggelenk

### 6.3.3 Standanalyse

#### 6.3.3.1 Center of Pressure (COP)

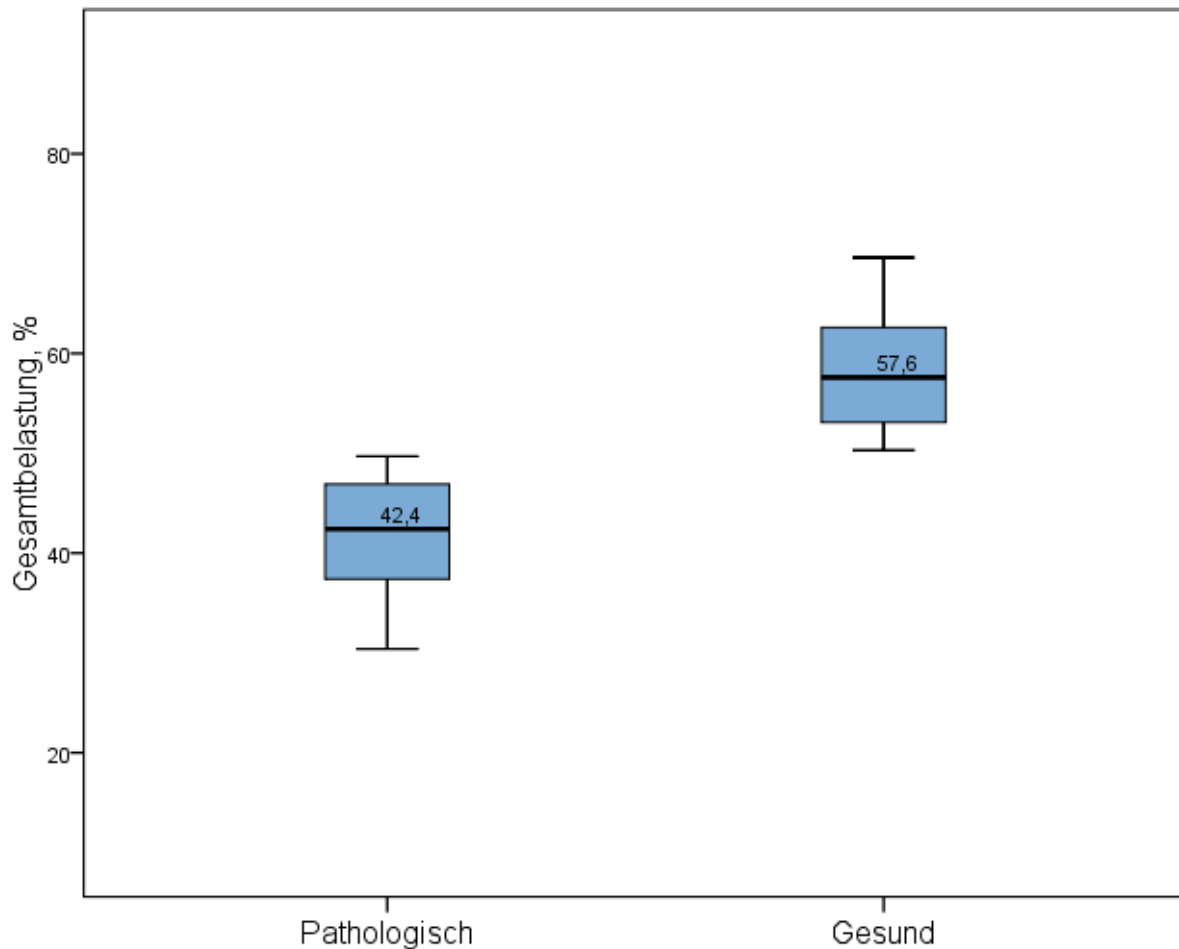
Überwiegend weicht der COP in der Horizontalebene zur gesunden Seite ab. Der Median des Abstands, den der COP vom Zentrum in Richtung der gesunden Hüfte verschoben ist (22,85 mm; Spannweite: 0-45,6 mm), ist größer als der an der entlasteten Hüfte (0 mm; Spannweite: 0-14,8mm). Der  $p$ -Wert beträgt 0,019 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.30).



**Abb. 6.30:** Boxplot nach Daten des COP-Abstands nach der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte

### 6.3.3.2 Gesamtbelastung

Bei der Standardanalyse belasten die meisten Kinder die gesunden Hüften mehr als die erkrankten. Der Median der Gesamtbelastung an der entlasteten Hüfte (42,4 %; Spannweite: 16,9-49,7 %) ist kleiner als der an der gesunden Hüfte (57,6 %; Spannweite: 50,3-83,1 %). Der  $p$ -Wert beträgt 0,000 (Durchführung des Mann-Whitney-U-Testes), somit besteht ein signifikanter Unterschied (Abb. 6.31).



**Abb. 6.31:** Boxplot nach Daten der Gesamtbelastung an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte

## **7. Diskussion**

### **7.1 Diskussion der Ergebnisse**

In dieser Studie formulierten wir aufgrund theoretischer Überlegungen die Hypothese, dass sich das coxale Femurende und die Hüftpfanne bei Kindern, die dauerhaft einseitig orthesenpflichtig sind und daher die betroffene Extremität minderbelasten, steiler ausbildet. In den entsprechenden Hüftgelenksvermessungen führt die steilere Hüftresultierende bei einer stabilen Trochanterresultierenden zu einem steileren Verlauf des CCD-Winkels und der Hüftpfanne. Deswegen zielte diese Studie darauf ab, mittels instrumenteller Ganganalyse Gangkriterien herauszufiltern, um dadurch die möglichen pathogenetischen Faktoren, die zu der Entlastungs-Coxa-valga und Entlastungsdysplasie führen, zu identifizieren. Im Folgenden sollen die erhaltenen Messwerte in Zusammenschau mit der Literatur einer Erklärung und Interpretation unterzogen werden.

#### **7.1.1 Diskussion der Ergebnisse der klinischen Untersuchungen**

Die Beinlänge und Unterschenkelhöhe sowie -umfangsmaße sind in dieser Arbeit aufgrund der Beindeformität unterschiedlich. An dieser Stelle sollen eventuelle Erkrankungen Erwähnung finden. Die untersuchten Kinder leiden an folgenden Grunderkrankungen; Crus varum congenitum oder Tibiapseudarthrosen, Fehlbildungsklumpfuß, kongenitaler tibialer Längsdefekt, kongenitaler fibulärer Längsdefekt und Unterschenkeldeformität nach Ewingsarkom.

Auf der Entlastungsseite zeigt sich eine vermehrte Hüftinnenrotation (Median: 60°; Spannweite: 50-90°) und verminderte Außenrotation (Median: 20°; Spannweite: 0-50°) sowohl in Bauchlage mit gestreckter Hüfte als auch in Rückenlage mit gebeugter Hüfte im Vergleich mit der Gegenseite (Median der Innenrotation; 47° (Spannweite: 40-80°), 47,5° (Spannweite: 30-80°) und Median der Außenrotation; 40° (Spannweite: 0-60°), 42,5° (Spannweite: 0-60°)).

Staheli et al. (1985) untersuchten 500 Kinder und fanden Innenrotationswerte von 50° bei männlichen und 40° bei weiblichen Kindern sowie Außenrotationswerte von 45° bei beiden Geschlechtern [116]. Später beschrieben Rao und Joseph (2001) altersabhängig abnehmende (von 5 bis 14 Jahre) Hüftinnenrotationswerte von 55,6 auf 37,7° mit gebeugten Hüften und von 52,4 auf 35,8° mit gestreckter Hüfte sowie Außenrotationswerte von 59,7 auf 49,3° mit gebeugter Hüfte und von 54,7 auf 46,9° mit gestreckter Hüfte [117]. Außerdem berichteten Sankar et al. (2012) altersabhängige Hüftinnenrotationswerte mit gebeugten Hüften von 40° (6 bis 10 Jahre) und 35° (11 bis 17 Jahre) und Außenrotationswerte von 44° (6 bis 10 Jahre) und 40° (11 bis 17 Jahre). Mit gestreckten Hüften sind dies Werte von 42° (6 bis 10 Jahre) und 36° (11 bis 17 Jahre) und Außenrotationswerte von 42° (6 bis 10 Jahre) und 39° (11 bis 17 Jahre) [118].

Es konnte geklärt werden, dass die vermehrte Hüftinnenrotation und verminderte Außenrotation aufgrund einer vergrößerten Schenkelhalsantetorsion möglich sind. In der Literatur ist es klar, dass sich die Schenkelhalsantetorsion durch biomechanischen Kräfte und Muskelaktivität während des Gehens und Laufens verändert [119-121]. Robin et al. (2008) bestätigten, dass die Vergrößerung der Schenkelhalsantetorsion eine anhaltende fetale Ausrichtung repräsentiert [60]. Außerdem zeigten Brien et al. (1995), dass nach der chirurgischen Entfernung von Weichteiltumoren der Glutealmuskulatur eine zunehmende Coxa valga und eine zunehmende Schenkelhalsantetorsion binnen 15 Monaten aufgrund der Kraftveränderungen im Bereich des Hüftgelenkes entwickelt wurden [120].

## **7.1.2 Diskussion der radiologischen Messungen**

### **7.1.2.1 pCCD-Winkel**

In dieser Studie konnte ein signifikant vergrößerter Median des pCCD-Winkels der entlasteten Hüfte ( $150,86^\circ$ ) im Vergleich mit der gesunden Gegenseite ( $136,15^\circ$ ) gefunden werden. Eine Übereinstimmung mit diesen Daten fand Schuhmann 2007 [5]. Sie untersuchte die kindlichen Hüften bei ipsilateraler Beindeformität und berichtete, dass der projizierte CCD-Winkel sich auf der entlasteten Seite  $1,5 - 20,5^\circ$  steiler darstellt, und somit zeigt der Schenkelhals eine Coxa valga an. Außerdem beschrieb Schuhmann einen abnehmenden Ablauf des pCCD-Winkels mit Wachstum vom Kindesalter bis zur Pubertät. Tönnis [11] berichtete 1985 über einen CCD-Winkel von  $150^\circ$  beim Säugling, im Laufalter mit Beginn der Belastung betrug der CCD-Winkel  $140^\circ$  sowie  $133^\circ$  bei 15-Jährigen. Hefti [122] fand im Jahr 2000 abnehmende Werte von  $150^\circ$  auf  $120^\circ$  von der Geburt bis zur Pubertät. Zippel [123] untersuchte 400 Kinder (800 Hüften) und beschrieb einen Wert von  $136,2^\circ$  beim Säugling und auf  $127,3^\circ$  abnehmende Werte bei 18-Jährigen. Diese Daten stimmen mit der Arbeit von Bobroff überein [124]. Im Gegensatz dazu beobachteten Birkenmaier et al. [21] keinen klaren Verlauf des pCCD-Winkels während der ersten zwei Lebensjahre. Ab dem Laufalter zwischen zwei und drei Jahren, wenn ein reifes Gangbild ausgebildet ist, nimmt er bis zum Alter von zehn Jahren ab und verändert sich dann minimal. Dieser abnehmende Verlauf des pCCD-Winkels bestätigt sich durch die Trendlinien auch in unseren Daten. Die erhaltenen Messwerte sind auf beiden Seiten, ebenso wie bei Tönnis [11] und Joryzx [93], mit steigendem Alter rückläufig. Heimkes [26] erklärte, dass dies als ein Ergebnis des verbesserten Lastarm-/Kraftarm-Verhältnisses zugunsten des Kraftarmes gewertet werden könne. Dadurch ist weniger Muskelkraft erforderlich und die Hüfte wird weniger belastet. Mit zunehmendem Alter werden sowohl der Hüftabduktorenverlauf als auch die Hüftresultierende flacher, was zu einer steileren Ausrichtung der Epiphysenfuge führt. Der Betrag der Trochanterresultierenden nimmt zu, aber die Richtung bleibt konstant. Auch die Muskelresultierende bleibt in ihrer Richtung konstant. Die Apophyse des Trochanter major ist in Krano-lateraler Richtung verschoben und wirkt daher varisierend.

Die Vergrößerung des pCCD-Winkels auf der entlasteten Seite, die sich in dieser Studie bestätigt, deckt sich mit der Beobachtung mehrerer Autoren. Lauenstein, 1890 [125]; Albert, 1899 [126] und Bade, 1920 [127] verwiesen auf die Valgisierung des Schenkelhalses bei Kindern mit verminderter Belastung beim Hydrocephalus, bei Myotonia congenita, bei fetaler Amputation des Oberschenkels, bei Amputationsstümpfen, nach spinaler Kinderlähmung und bei Erkrankungen, die zu Funktionsunfähigkeit hinführen (z.B. Knietuberkulose, Osteomyelitis, Osteomalazie). Turner erklärte 1904 die Ursachen der beobachteten Entlastungs-Coxa-valga. Er berichtete, dass alle wirkenden Momente nicht nur die Last vom Femurkopf entfernen, sondern auch einen Zug auf die entlastete untere Extremität nach unten ausüben. Die Theorie von Humphry über die Entwicklung der CCD-Winkel [128], die nach Brandes [129] modifiziert wurde, bestätigte diese Zugwirkung.

Reich, 1910 [130] und Hackenbroch, 1927 [131] führten den Beweis, dass auch im Kindesalter eine Unterschenkelamputation durch Beeinflussung der Muskulatur am Beckengürtel und Oberschenkel sowie der Änderung der Statik nebst Störung der muskulären Koordination zu einer Coxa valga führen kann.

Lindemann, 1930 [132] untersuchte in seiner Arbeit sieben tuberkulös erkrankte Kinder, die seit längerem in stationärer Behandlung sind. Er fand bei röntgenologischen Untersuchungen eine Vergrößerung des Schenkelhalsneigungswinkels im Verlauf des Wachstums unter Verminderung der Belastung. Er schlussfolgerte, dass bei der Entlastung die Aufrichtung des coxalen Femurendes in Folge einer Richtungsänderung der Wachstumszone entsteht. Diese Richtungsänderung der Wachstumszone beruhe auf einer Störung des muskulären Gleichgewichtes der Becken- und Oberschenkelmuskulatur.

Simons, 1932 [133] fasste die Ergebnisse der o.g. Arbeiten zusammen: Die Entlastungs-Coxa-valga stelle eine regelmäßige Folge der dauerhaften Entlastung im Laufe des Wachstums dar. Er stellte fest, dass durch verminderte Belastung der auf den Wachstumszonen lastende Druck abnehme und dadurch die Coxa valga entstünde. Am wichtigsten ist es, dass er die Möglichkeit der Entstehung der Entlastungs-Coxa-valga ohne eine Vorbedingung der Lähmung der Hüftmuskulatur klärte.

#### **7.1.2.2 Lesser Trochanter to Articular Surface Distance (LTA)**

Gage und Cary beschrieben als erste diesen Abstand im Jahre 1980 [134]. McCarthy und Weiner (2008) beschrieben zunehmende Normwerte der LTA von 4,2 auf 7,7 cm bei gesunden drei- bis 13-Jährigen [91]. In dieser Arbeit zeigt sich ein signifikant vergrößerter Median des LTA der entlasteten Hüfte (7,84 cm) im Vergleich mit der gesunden Gegenseite (7,52 cm). Die

vorliegenden Ergebnisse begründen sich damit, dass durch die Entwicklung einer Coxa valga an der entlasteten Hüfte mit Steilstellung des Schenkelhalses ein vergrößerter Abstand des Trochanter minors zur Spitze des Hüftkopfes entsteht. Compere et al., 1940 [135] und Mau 1957 [55] fanden eine Vertiefung und Verbreiterung der Basis des Trochanter minors. Dies findet als zunehmendes kompensatorisches enchondrales Längenwachstum statt, sodass das proximale Femur am Längenwachstum des verkürzten Beines teilnimmt.

### **7.1.2.3 Kopfepiphysen-Femurschaft-Winkel (KF-Winkel)**

Im Vergleich zu den publizierten Normwerten von  $60^{\circ}$ - $71^{\circ}$  nach Jorysz, 1990 [93] und nach Birkenmaier et al., 2010 [21] lassen sich in dieser Arbeit Werte von  $75,23^{\circ}$  auf der pathologischen (entlasteten) Seite und  $61,71^{\circ}$  auf der gesunden Seite darstellen. Der KF-Winkel ist auf der pathologischen Seite immer signifikant größer als auf der Gegenseite. Dieser abnehmende Verlauf des KF-Winkels wird durch die Trendlinien auch von uns bestätigt. Die hier gewonnenen Daten stimmen mit der Arbeit von Schuhmann [5] überein. Sie berichtete, dass der KF-Winkel durch seine vergrößerten Werte auf der entlasteten Seite einen zunehmend waagerechten Verlauf der Epiphysenfuge aufweist. Der KF-Winkel betrug  $73,5^{\circ}$  auf der entlasteten Seite und  $63,5^{\circ}$  auf der gesunden Gegenseite.

Inman, 1947 [136] erklärte, dass die reagierende Kraft im Femurkopf nicht nur dem Druck des Körpergewichts, sondern auch der Kraft der Abduktoren und der Spannung des Tractus iliotibialis widersteht. Die Abduktoren und der Tractus iliotibialis sind notwendig, um das Becken im Gleichgewicht zu halten. Normalerweise wirkt diese Kraft nicht senkrecht, sondern in einem Winkel von etwa  $165$ - $170^{\circ}$  von der Vertikalen und in Übereinstimmung mit dem medialen Trabekel-System des Schenkelhalses. Eine genaue Betrachtung von Röntgenbildern des proximalen Femurendes bei Kindern unterschiedlichen Alters zeigt, dass die Epiphysenfugenlinie immer im rechten Winkel zur Richtung des medialen Trabekel-Systems des Schenkelhalses liegt. Dies wurde auch von Skuban et al., 2009 [6], bestätigt. Die einzige Kraft an der Epiphysenfuge ist dann eine Druckkraft. Der Zusammenhang dieser Kräfte wird in Fällen von Lähmung der Abduktoren verändert. Zuerst verhindert der Verlust der Muskelkraft die Gleichgewichtseinstellung des Körpers in einer normalen Position. Um das Becken auf der Schwungbeinseite nicht absinken zu lassen, wird der Körperschwerpunkt durch Körperkipfung auf die erkrankte Seite verschoben. Die Hüftresultierende wird dadurch senkrechter. In der Folge wird die Epiphysenfuge waagrecht, um orthogonal zur Hüftresultierende zu bleiben. Somit entsteht die Coxa valga mit Vergrößerung des KF-Winkels.

Bemmerl, 1993 [137] untersuchte Kinder mit Myelomeningocele und fand Werte von durchschnittlich  $78^{\circ}$  bei hohen Lähmungen und bis zu  $68^{\circ}$  bei tiefer gelegenen Lähmungen.

Folglich bestätigte er, dass durch die vorhandene Schwäche der Hüftabduktoren die Epiphysenfuge waagrecht wird und sich damit der KF-Winkel vergrößert.

#### **7.1.2.4 Der Epiphysenfuge-Y-Winkel (EY-Winkel)**

Haik e al. beschrieben 1969 erstmals den Epiphysenfuge-Y-Winkel, der die Epiphysenfugen-  
neigung zur horizontalen Körperlinie beschreibt [138]. In dieser Arbeit finden sich durch  
Trendlinien auf der gesunden Seite mit dem Alter ansteigende Werte des EY-Winkels. Es zeigen  
sich hier Übereinstimmungen mit der Arbeit von Heimkes et al. (1993) [121] und von Birkenmaier  
et al. (2010) [21]. Der Median beträgt auf der gesunden Seite 19,54° und auf der entlasteten  
Seite 17,86°.

Thiele, 1978 berichtete einen Normwert des EY-Winkels von 8-30° bei Ein- bis Elf-Jährigen [92].  
Siffert [139] fand 1981 im Rahmen einer verminderten Belastung oder einer Abduktorenlähmung  
eine Entwicklung einer Coxa valga mit waagrecht ausgerichteter Epiphysenfuge. Auch hier zeigt  
sich eine Übereinstimmung mit der Arbeit von Heimkes et al., 1993 [121]. Diese schätzten mittels  
biomechanischer Modellrechnung, dass eine Coxa valga mit horizontal stehender Epiphyse dann  
entsteht, wenn im Rahmen der Entlastung die Trochantermuskulatur geschwächt wird und  
folglich der Kraftvektor  $R_T$  verkleinert und richtungsgeändert ist. Dadurch vermindert sich das  
kranio-laterale Wachstum des Trochanter majors. Somit richtet sich die Wirkungslinie der  
Abduktoren zunehmend senkrecht aus, was zu oben genannten Veränderungen am Femur führt  
[5]. In der vorliegenden Arbeit ist es deutlich, dass sich durch Entlastung der unteren Extremität  
die Femurkopfeiphysenfuge horizontaler ausrichtet und der EY-Winkel verkleinert. Dies bestätigt  
das biomechanische Modell von Heimkes et al. (1993) [121].

Birkenmaier et al. schlussfolgerten, dass die Verkleinerung des pCCD-Winkels und des KF-  
Winkels sowie die Vergrößerung des EY-Winkels mit zunehmendem Alter bedeuten, dass mit  
dem Wachstum das femorale Offset zunimmt, die Adduktorenresultierende flacher wird und dann  
beide Faktoren folglich zu einer guten Hüftzentrierung führen. Diese Winkelveränderungen sind  
von einer entsprechenden Zunahme des Muskelhebelarms begleitet [21].

#### **7.1.2.5 Der Kopfeiphysen-Schenkelhalswinkel (KE-Winkel)**

In unserem Patientengut ergibt sich ein Median von 15,17° auf der entlasteten Seite und von  
16,33° auf der gesunden Seite. Die Normwerte nach Glogowski und Lange, 1962 [140], gehen  
von 7-17° vom 1. bis zum 16. Lebensjahr. Jäger und Refior, 1974 [94] gaben einen Normwert von  
25° vom Säuglings- bis zum Schulkindesalter an.

Durch die Entlastung entwickelt sich die Coxa valga. Der Schenkelhals wird steiler und die Epiphysenfuge wird zunehmend waagerechter. Die Schenkelhalsachse und die Epiphysenlinie können den KE-Winkel beeinflussen. In der vorliegenden Studie ist der KE-Winkel an der entlasteten Hüfte insignifikant kleiner. Da ungleichmäßig entwickelte Veränderungen am coxalen Femurende auftreten, kann sich auch auf der Seite der geringeren Belastung durch die Steilerstellung des Schenkelhalses bei noch nicht deutlich waagerechter Epiphysenfuge ein verkleinerter KE-Winkel ergeben [5].

#### **7.1.2.6 Der Sharp-Ullmann-Winkel**

Es zeigt sich in der vorliegenden Studie ein signifikant vergrößerter Median des Sharp-Ullmann-Winkels auf der entlasteten Hüfte ( $47,49^\circ$ ) im Vergleich zur gesunden Gegenseite ( $42,48^\circ$ ). Der Median der entlasteten Hüfte lässt sich nach Tönnis und Legal als leicht pathologisch klassifizieren [11]. Schuhmann [5] beschrieb eine größere Neigung der Hüftpfanne bei der entlasteten Seite. Der Sharp-Ullmann-Winkel war zwischen  $0,5$  und  $13^\circ$  vergrößert. Ullmann [141] beschrieb in seiner Arbeit über die röntgenologische Beurteilung des knöchernen Pfannendaches einen Wert von  $45^\circ$  bis zu einem Alter von zehn Jahren als Normwert. Stuhlberg und Harris [142] befanden Werte von  $43^\circ$  als normal. Agus et al., 2002 [143] untersuchten 66 Hüften und stellten einen Normmittelwert von  $44,8^\circ$  fest. Umer et al., 2006 [144] untersuchten ein Patientengut von 522 Hüften und erachteten einen Wert größer als  $43^\circ$  als Dysplasie.

Exner und Kern, 1994 [145] nutzten den Sharp-Ullmann-Winkel zur Nachuntersuchung dysplastischer Hüften vom Kleinkindes- bis ins Erwachsenenalter. Sie fanden, dass primär als dysplastisch eingestufte Hüften sich im Verlauf des Wachstums in normale bis leicht dysplastische Hüften entwickelten.

Mau, 1957 [55] bezeichnete die Entlastungs-Coxa-valga, die durch verminderte Beanspruchung des verkürzten Beines auftritt, als Unterfunktions-Coxa-valga. In seiner Arbeit listete er die möglichen Hüftgelenksveränderungen bei Kindern auf, die eine einseitige Beinverkürzung hatten. Die Entwicklung einer Coxa valga wurde durch die Schwächung der Hüftabduktoren aufgrund verminderter Beanspruchungen des erkrankten Beines und die Verlagerung des Körperschwerpunkts beim Gehen verursacht. Er fand heraus, dass im Rahmen einer Minderbeanspruchung des Hüftgelenks der Hüftkopf, auch durch eine Adduktorenschwächung, nicht vollständig tief in der Pfanne positioniert wird. Deswegen entwickelt sich ein Überdachungsdefizit und folglich eine sekundäre Abflachung der Pfanne (Dysplasie). In der Trendbeurteilung unseres Patientenguts zeigt sich auf der entlasteten Seite eine leichte Dysplasie. Die beginnende Dezentrierung des Hüftkopfes und Steilerstellung des Schenkelhalses im Rahmen einer Muskelschwächung und Veränderung der Kraftverteilung an entlasteter Hüfte

führt somit zu einer vermehrten Belastung am lateralen Pfannenrand und ebenso zu zunehmender Hüftpfannendysplasie [5].

#### **7.1.2.7 Der Acetabulum-Winkel (AC-Winkel)**

Unsere Ergebnisse zeigen, dass der altersentsprechende Median des AC-Winkels auf der entlasteten Hüfte ( $18,5^\circ$ ) signifikant größer als auf der gesunden Gegenseite ( $14,98^\circ$ ) ist. Dieses Ergebnis bestätigt die Steilstellung der Hüftpfanne auf der entlasteten Seite bei unseren Kindern (4,33-18,5 Jahre alt). Dieser Wert muss nach Tönnis und Legal als leicht pathologisch eingestuft werden [11]. Schuhmann [5] bestätigte die Steilerstellung der Pfanne auf der entlasteten Seite. Sie beschrieb, dass der AC-Winkel etwa  $2,5^\circ$  steiler ausgebildet war. Nach Tönnis und Legal ergeben sich für den AC-Winkel bei Kindern im vom Alter sieben bis 14 Jahren Normwerte von kleiner  $15^\circ$  (Mittelwert,  $10^\circ$ ). Massie und Howorth [146] erachteten Werte von über  $21^\circ$  als pathologisch.

Caffey [147] beschrieb eine Verkleinerungstendenz mit zunehmendem Alter. Ebenso fand Jorysz [93] in seiner Arbeit aus dem Jahre 1990 im Rahmen des weiteren Wachstums eine Verkleinerung der Werte des AC-Winkels auf beinahe  $0^\circ$  heraus. Birkenmaier et al. [21] berichteten, dass der AC-Winkel ab dem 2. Lebensjahr zunehmend horizontaler wird. Dies verläuft parallel zur Verkleinerung des pCCD-Winkels, um die Hüftzentrierung zu behalten. Der AC-Winkel verkleinert sich bis zum Wachstumsende weiter. Dieser abnehmende Verlauf des AC-Winkels konnte auch von uns durch die entsprechenden Trendlinien beobachtet werden. Schuhmann bestätigte, dass sich durch die Entlastung einer unteren Extremität ein steilerer Verlauf des AC-Winkels ergibt. Dies kann in Kombination mit der Valgisierung des Schenkelhalses zu einer schlechten Hüftzentrierung führen [5].

#### **7.1.2.8 Der Zentrum-Ecken-Winkel (Center Edge Angle, CE-Winkel)**

In dieser Studie zeigten sich die Mediane des CE-Winkels beider Hüften im Normalbereich. Fredensborg wertete bei Kindern CE-Winkel unter  $15^\circ$  als pathologisch [148]. Der Normwert des CE-Winkels wurde von Tönnis und Legal [11], Massie und Howorth [146] und Birkenmaier et al. [21] im Bereich von größer als  $20^\circ$  angesiedelt. Die letztgenannten Autoren fanden, dass der CE-Winkel im Alter von zwei bis drei Jahren zunehmend horizontaler wird. Dies läuft parallel zur Verkleinerung des pCCD-Winkels, um die Hüftzentrierung zu erhalten. Obwohl sich der pCCD-Winkel im Alter von zehn Jahren minimal verändert, verkleinert sich der CE-Winkel bis zum Wachstumsende weiter.

#### **7.1.2.9 Der Tränenfigur-Abstand (Tear Drop Distance, TDD)**

In der Literatur ist es klar, dass, wenn der Hüftkopf nicht tief genug in der Pfanne sitzt, die TDD breit anstatt schmal ist [149, 150]. Eyring et al., 1965 [151] maßen an 1.070 Hüften die TDD im Alter von Kindern zwischen sechs und elf Jahren. Der Median betrug 8,8 mm. Für Kleinkinder ermittelte Erlacher, 1950 [152] einen Abstand von 4-5 mm. Tönnis, 1997 gab pathologische Werte von über 7,5 mm an [99]. In dieser Arbeit war der Median des TDD der entlasteten Hüfte (0,78 cm) insignifikant größer als der der gesunden (0,74 cm). Somit gab es keinen Dezentrierungshinweis.

#### **7.1.2.10 MP-Quotient**

Unsere Ergebnisse zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen entlasteten und gesunden Hüfte bezüglich des MP-Quotienten, sich also kein Hinweis auf eine relevante Dezentrierung ergibt. Reimers, 1980 gab für Null bis 14-jährige Kinder einen Normwert von 0 %, für Kinder im Alter von vier bis 16 Jahren von unter 10 %, für Subluxation von 33 % und für Luxation von 100 % an. Miller et al. [153] bestimmten Werte von 25 % als normal. Soo et al., schätzten Werte über 30 % als Subluxation ein [154]. Nach dem „Consensus Statement on Hip Surveillance for Children with Cerebral Palsy: Australian Standards of Care (2008)“ wird bei einem MP zwischen 10 % und 99 % von einer Hüftsubluxation gesprochen. Hüftluxation bezieht sich auf den Zustand der Hüfte, wenn der Hüftkopf komplett außerhalb der Pfanne steht (MP = 100 %) [107]. Cooperman et al., 1987 [155] betrachteten MP-Werte zwischen 30 und 80 % als Zeichen von Subluxation und Werte größer als 80 % als Zeichen von Luxation. Umer, 2006 gab einen Wert von 22 % als normal bei Kindern zwischen zehn und 19 Jahren an [144].

Ein großer MP-Quotient bedeutet eine geringe Überdachung des Femurkopfes. Das Überdachungsdefizit kann auch durch die Entlastung verursacht sein. Die Entlastung einer unteren Extremität führt, wie vorher erklärt, zu Steilstellung des Schenkelhalses und der Hüftpfanne. Es findet sich überwiegend ein verringertes Eindringen des Hüftkopfes in die Pfanne. Somit nimmt der MP-Quotient zu [5]. Im Gegensatz dazu waren in dieser Arbeit alle Werte auf beiden Hüften trotz ihrer Vergrößerung im normalen Bereich verteilt. Dies kann durch einen breiten Normbereich erklärt werden. Auffällig war, dass die Werte eine Pseudoverbesserung auf der Seite der entlasteten Hüfte und eine Vergrößerung in Richtung Dezentrierung der Hüfte auf der gesunden Seite zeigten. Dies könnte durch die Abduktionshaltung der entlasteten Hüfte, die bei der Ganganalyse erschien, erklärt werden.

### 7.1.3 Ganganalyse

Um die Veränderungen des Gangbildes bei Kindern, die unter einer einseitigen dauerhaften Beindeformität leiden, zu analysieren, werden unsere Ergebnisse mit dem Gangbild gesunder Kinder aus der Literatur verglichen.

#### 7.1.3.1 Weg-Zeit-Parameter

Bezüglich der Weg-Zeit-Parameter war in dieser Arbeit die von den zehn Kindern (Alter 6-19 Jahre) selbst gewählte Durchschnittsgehgeschwindigkeit  $1,25$  ( $0,5$ - $2,3$ ) Km/Stunde ( $\approx 0,35$  M/Sek.). Der Median des Kadenz betrug  $89,5$  ( $44$ - $426$ ) Schritte/Min. Ounpuu et al. [83] untersuchten im Jahr 1991 den Gang von 31 gesunden Kindern (Durchschnittsalter  $9,6 \pm 2,9$  J.) mit der dreidimensionalen Ganganalyse. Sie berichteten eine Durchschnittsgehgeschwindigkeit von  $1,19 \pm 0,14$  M/Sek. und eine Durchschnittskadenz von  $127,8 \pm 12,1$  Schritte/Min. Außerdem untersuchten Steinwender et al., 2000 [156] den physiologischen Gang im Kindesalter (7-15 Jahre). Sie gaben eine Durchschnittsgehgeschwindigkeit von  $1,33 \pm 0,104$  M/Sek. und eine Durchschnittskadenz von  $131,8 \pm 7,4$  Schritte/Min an. Eine Übereinstimmung mit diesen Daten fanden Westhoff et al. 2004 [157]. Hier war die Durchschnittsgehgeschwindigkeit der Kinder (Durchschnittsalter  $8,1 \pm 1,2$  Jahre)  $1,17 \pm 0,19$  M/Sek. und die Durchschnittskadenz  $132 \pm 17$  Schritte/Min. Kramers et al., 2008 [80] erhoben eine freie Ganggeschwindigkeit von  $1,2$ - $1,5$  M/Sek. und Kadenz von  $105$ - $130$  Schritte/Min. Hunter et al., 2004 [158] stellten fest, dass die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit dem Produkt aus Schrittlänge und Schrittfrequenz entspricht. Bei einer zunehmenden Gehgeschwindigkeit nehmen sowohl die Schrittlänge als auch die Kadenz proportional zu, bei einer Verlangsamung nehmen Schrittlänge und Kadenz entsprechend proportional ab. Dies gilt nur für normales Gehen. Im Vergleich dieser Normdaten mit den hier gewonnenen Ergebnissen wurden weniger Schrittfrequenz (Kadenz) und weniger Gehgeschwindigkeit im Rahmen der verminderten Belastung beobachtet. Dies spiegelt den Einfluss der Orthesen, Gelenkfunktionsstörungen und der muskulären Hypotrophie wider.

Öberg et al., 1993 [159], beschrieben die Grundgangparameter von 233 gesunden Probanden verschiedener Altersgruppen. Sie beobachteten, dass sich mit zunehmendem Alter bei Kindern beiderlei Geschlechts im Zusammenhang mit einer verlängerten Schrittlänge die Gehgeschwindigkeit vermehrt und die Kadenz verkleinert. Sie gaben eine Durchschnittsgehgeschwindigkeit bei zehn- bis 14-jährigen männlichen Kindern von  $1,32 \pm 0,2$  und bei weiblichen von  $1,08 \pm 0,11$  M/Sek. sowie eine Durchschnittskadenz bei den männlichen Kindern von  $128,4 \pm 11,4$  und bei den weiblichen von  $118,2 \pm 10,2$  Schritte/Min. an. Die Durchschnittsgehgeschwindigkeit der 15- 19-jährigen männlichen Kinder war  $1,35 \pm 0,13$  und der

weiblichen  $1,23 \pm 0,18$  M/Sek. Die Durchschnittskadenz war  $120 \pm 12$  Schritte/Min- für männliche und  $102,05 \pm 10,8$  Schritte/Min. für weibliche Kinder.

Der Median der Doppelschrittlänge liegt in dieser Arbeit bei 50,5 (31-86) cm. Die Doppelschrittzeit hat einen Median von etwa 1,35 (0,96-2,78) Sek. Zum Vergleich mit den Normwerten gaben Kramers et al., 2008 [80], Perry 2010 [7] und Sutherland et al., 2005 [160] die Doppelschrittlänge mit 130-150 cm an. Somit sind unsere Werte erheblich kleiner als normal. Dies spiegelt einen zusätzlichen Beweis des Einflusses der Orthesen, Gelenkfunktionsstörungen und der muskulären Hypotrophie wider.

Hinsichtlich der Schrittlänge war der Median auf der erkrankten Seite (34 cm; Spannweite: 17-61 cm) signifikant länger als der auf der gesunden Gegenseite (27 cm; Spannweite: 14-42 cm) und beide sind kürzer als der Normwert nach Kramers et al., 2008 [80] (65-75 cm). In ihrer Arbeit bestimmten Öberg et al., 1993 [159] eine Durchschnittsschrittlänge der zehn- bis 14-jährigen männlichen Kinder von  $61,5 \pm 3,9$  cm und der weiblichen von  $54,2 \pm 2,9$  cm. Die Durchschnittsschrittlänge der 15- 19-jährigen männlichen Kinder war  $66 \pm 4,8$  und der weiblichen  $59,3 \pm 4,3$  M/Sek. Das gleiche gilt auch für die Schrittzeit, die signifikant länger auf dem erkrankten Bein ( $1,25 \pm 0,82$  Sek.) als auf dem gesunden Gegenbein ( $0,8 \pm 0,3$  Sek.) war. Dies kann dadurch begründet sein, dass durch die Deformität und/oder die Orthesenversorgung die Propriozeption des erkrankten Beins erheblich eingeschränkt ist. Außerdem ist die Kraft im betroffenen Bein vermindert, sodass die zusätzliche Belastung durch das Gewicht der Orthese zu einer verlängerten Schwungphase führt. Somit verlängert sich die Schrittlänge und -zeit, um die Kräfte zu übernehmen.

In Hinsicht auf die Schrittweite berichteten Stolze et al. 1998 [161], dass mit dem Wachstum durch die Ausreifung des Gleichgewichtsorgans der kindliche Gang reift und die Schrittweite schmaler wird. Adolph et al., 2003 [162] gaben abnehmende Werte der Schrittweite von 11,68 bis 8,95 cm mit zunehmendem Alter, und zwar vom Säuglingsalter bis zur Pubertät, an. Im Vergleich dazu waren die in dieser Arbeit gewonnenen Werte der Schrittweite (Median: 13,5 cm; Spannweite: 8-20 cm) größer als normal. Die Breite wird durch Unsicherheit und den Versuch der Vergrößerung der Standfläche erklärt.

### **7.1.3.2 Gangzyklus**

In dieser Arbeit zeigt sich eine signifikant kürzere Standphase und eine längere Schwungphase des Gangzyklus auf der erkrankten Seite gegenüber der gesunden Gegenseite. Dies bestätigt eine kürzere Belastungsphase, was zu einer verminderten Krafteinwirkung auf der erkrankten Seite führen kann. In der Unterteilung der Standphasen wurde deutlich, dass die

Stoßdämpfungsphase auf der erkrankten Seite länger als auf der gesunden Gegenseite dauert. Dazu korrespondierend dauerten die mittlere Standphase und Abstoßphase auf der erkrankten Seite kürzer.

Im Vergleich mit den Normwerten nach Pietraszewski et al., 2012 [163] zeigt sich, dass die Doppelstandphase (Median: 34,3 %; Spannweite: 26-69,7 %) in unserem Patientengut länger als normal (28,8 %) dauert. Im Gangablauf werden funktionelle oder strukturelle Störungen, die die Schwungphase unsicher machen, mit einer möglichst kurzen Schwungphase auf der gesunden Seite kompensiert. Die verlängerte Standphase der gesunden Seite und eine verlängerte Doppelstandphase geben Sicherheit und sind Phasen mit größerer Stabilität [164].

### **7.1.3.3 Druck**

In Hinsicht auf den Maximaldruck zeigten die Ergebnisse dieser Arbeit auf, dass der Median des Maximaldrucks auf den Boden an der erkrankten Seite (11,67 N/cm<sup>2</sup>; Spannweite: 10,17-18,16 N/cm<sup>2</sup>) signifikant geringer als der an der gesunden Gegenseite (17,92 N/cm<sup>2</sup>; Spannweite: 6,97-54,98 N/cm<sup>2</sup>) ist. Dies kann durch Entlastung erklärt werden. Zusätzlich war die Orthese in einem einzigen Fall nicht genau passend und dadurch war das Auftreten schmerzhaft. Einige Kinder waren auch mit der Maximalbelastung sehr sorgfältig, weil sie auf der Orthesenseite weniger sicher waren und vielleicht schon einmal weggerutscht sind. Auffällig ist, dass die Werte des Maximaldrucks auf der Orthesenseite kaum Streuung zeigten. Dies könnte durch harte Stellen an der Orthese geklärt werden. Außerdem kann das am Orthesendesign liegen.

### **7.1.3.4 Kraft**

Die Kräfte, die beim Gehen auf den Boden übertragen werden, können in unserem Versuchsaufbau erfasst werden. Normwerte wurden durch Kadaba et al., 1989 [82]; Winter, 2009 [110] und Stacoff et al., 2005 [165], 2007 [166] festgestellt. Die Messwerte werden entweder absolut angegeben (in N) oder auf das Körpergewicht normiert.

Bezüglich der Maximalkraft, die auf den Boden übertragen wurde, zeigten unsere Ergebnisse in dieser Arbeit auf, dass der Median auf der erkrankten Seite (277,5 N; Spannweite: 129,5-526,6 N) signifikant weniger als an der gesunden Gegenseite ist (405,2 N; Spannweite: 167,7-608,7 N). Dies bedeutet eine ipsilaterale Minderbelastung.

Unsere Ergebnisse stimmen mit den von Zernicke et al. 1985 erhobenen Daten überein. Sie untersuchten die Bodenreaktionskräfte bei fünf Kindern; drei mit Knieexartikulation und zwei mit Oberschenkelamputation. Sie fanden, dass die Kräfte, die an dem prothetisch versorgten Bein

wirken, deutlich kleiner als die entsprechenden Kräfte am gesundem Bein sind [167]. In ihrem Patientengut von 175 Probanden mit einseitiger Beinverkürzung fanden Pereira et al., 2005, dass die Patienten mit symptomatischer Beinlängendifferenz im Vergleich mit denen mit asymptomatischen BLD und der Kontrollgruppe nicht nur kleinere Kraftpeaks zeigten, sondern auch längere Zeit benötigten, um diese Peaks zu erreichen [168]. Schuit et al., fanden heraus, dass die Schuherhöhung und die Orthese, die zur Behandlung der Patienten mit einer strukturellen BLD verwendet wurden, die von der Ferse des verkürzten Beins auf den Boden übertragenen Kräfte signifikant vergrößerten [169].

#### **7.1.4 Instrumentelle Ganganalyse: Kinematik**

##### **7.1.4.1 Kinematik: Becken**

In der vorliegenden Arbeit gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Hüften in Bezug auf Beckenabsenkung, -kipfung und -rotation. Die Medianwerte sind annähernd gleich. Dies kann durch Orthese und Prothese, die im Rahmen des Ausgleichs der Beinlängen den Beckenbeweglichkeitsunterschied zwischen beiden Hüften vermindern, durchgeführt werden. Pietraszewski et al., 2012 [163] fanden in ihrer Arbeit keine signifikante Unterschiede beim normalen Gehen und Laufen zwischen den Gelenken der beiden unteren Extremitäten bezüglich den Bewegungsumfänge. Dann wird tatsächlich davon ausgegangen, dass die Beckenbewegung beidseitig symmetrisch ist.

Wichtig zu erwähnen sind die Beckenbewegungsveränderungen im Fall einer BLD. Walsh et al., 2000 [170] untersuchten in ihrer Arbeit die kinematischen Veränderungen bei gesunden Probanden, bei denen künstlich eine BLD mit unterschiedlichen Schuherhöhungen erzeugt wurde. Die resultierende maximale Beckenabsenkung betrug durchschnittlich  $6,1^\circ$ . Dies kann eine BLD von bis zu 2,2 cm kompensieren. Eine größere BLD kann nicht durch Veränderungen der Beckenbewegung, sondern durch vermehrte Hüft- und Kniebeugung und vergrößerte dorsale Flexion des Sprunggelenks des längeren Beines und Kniestreckung und Zehenspitzenang des kürzeren Beines kompensiert werden. Dies wird von Menelaus 1991 [171] und Kaufman et al., 1996 [172] bestätigt.

Song et al., 1997 [173] untersuchten 35 Kinder mit BLD ohne neurologische oder muskuläre Störungen und fanden, dass acht Kinder eine Beckenabsenkung von durchschnittlich  $7,8 \pm 1,4^\circ$  auf dem kürzeren Bein hatten.

Nach von Saunders et al., 1953 [174] und Murray et al., 1964 [175] angegebenen Normwerten kippt sich das Becken in der Sagittalebene um je etwa  $4^\circ$  nach ventral und dorsal. In der

Transversalebene rotiert das Becken nach posterior und nach anterior gleichermaßen um etwa 10°. Biden et al., 1987 bestimmten einen Wert der Beckenrotation von 7,7° als normal [176].

#### **7.1.4.2 Kinematik: Hüfte**

Hinsichtlich der Hüftbewegung in der Frontalebene berichtete Perry, 2003 [72], dass das Becken normalerweise Adduktion und Abduktion während des Gangzyklus in einer kleinen Bewegungsspannweite durchläuft. Beim initialen Kontakt ist die Hüfte wenig adduziert. Die Hüftadduktion nach Saunders, 1953 erfolgt in etwa 5° [174]. In der mittleren Standphase und der Abstoßphase wird die Hüfte wieder auf neutral zurückgestellt. Während der initialen Schwungphase abduziert die Hüfte geringgradig (5°). Diese Angaben wurden von Muray et al., 1964 und 1970 als durchschnittlicher Wert beschrieben und gelten gleichermaßen für Männer und Frauen [175, 177].

Anhand der vorliegenden Daten abduziert ausschließlich die Hüfte an der erkrankten Seite auf 16,81° (Spannweite: 0-24,13°). Dies kann durch ein Verkürzungs- oder Duchenne-Hinken geklärt werden.

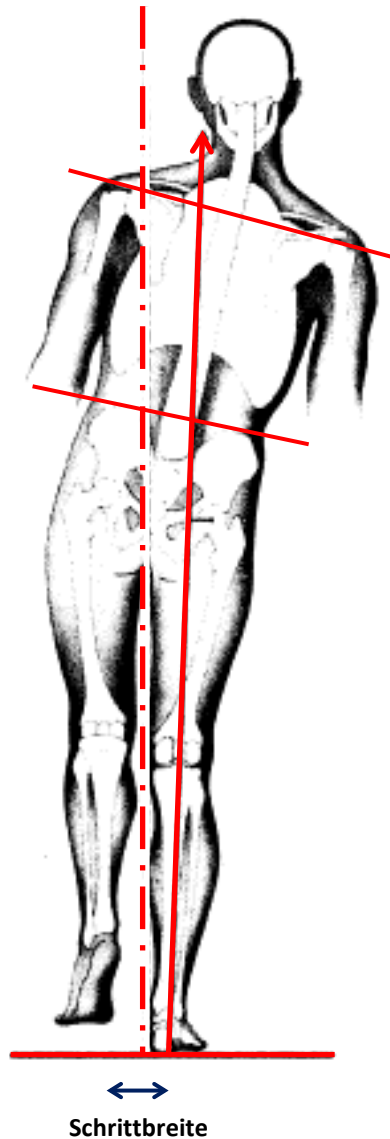
Beim konventionellen Verkürzungs- oder Duchenne-Hinken senkt sich während der kurzzeitigen Standphase auf dem verkürzten Bein der Körperschwerpunkt beim Gehen ab und wird zum Gewichtsausgleich über das Standbein verlagert. Der Rumpf neigt sich in der Standphase des Gehens zum Standbein. Das Becken sinkt auf dem verkürzten Standbein ab (Abb. 7.1) [178, 179].

Bei unserem Untersuchungsgut zeigte sich, dass während der Standphase des erkrankten Beines die Hüfte zunehmend abduziert wurde, um eine ipsilaterale Beckenabsenkung zu verhindern. Die seitliche Neigung des Rumpfes zum erkrankten Bein vergrößert sich, indem der Körperschwerpunkt soweit zur Seite verschoben wird, bis er über dem Hüftgelenk liegt (Abb. 7.2).

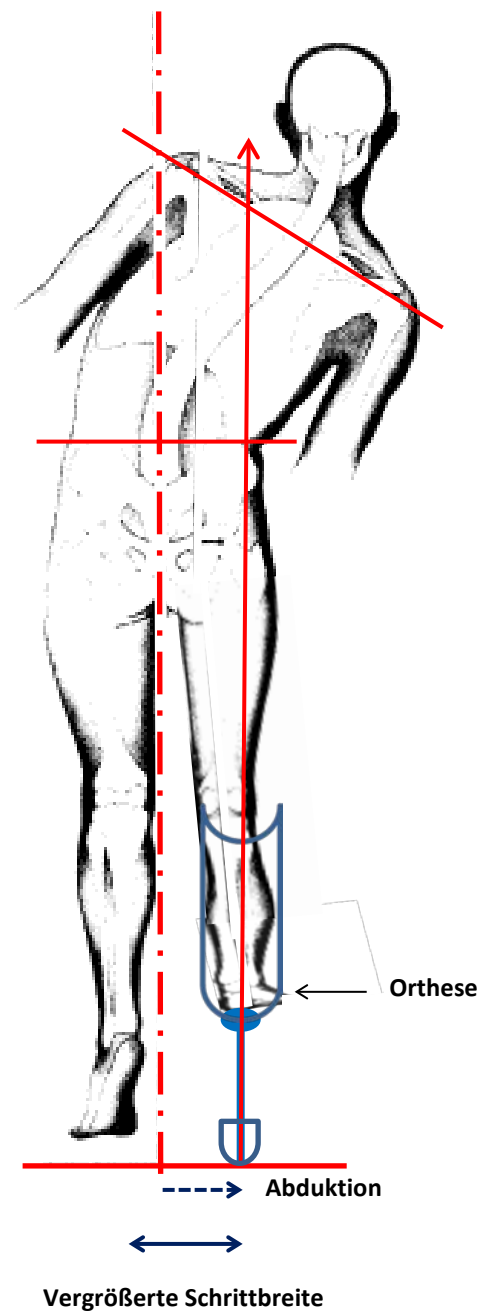
In Bezug auf die Hüftbewegung in der Transversalebene rotiert die Hüfte, wie von Perry, 2003 beschrieben [72], gleichermaßen (um etwa 8°) bei jedem Doppelschritt zunächst nach innen und danach nach außen. Am Ende der initialen Standphase des Referenzbeins (Zehenablösung des kontralateralen Beines) findet die maximale Hüftinnenrotation statt. Dazu korrespondierend tritt die maximale Hüftaußenrotation am Ende der Vorschwungphase (Zehenablösung) des Referenzbeins auf.

An der erkrankten Seite zeigen die Kinder in dieser Arbeit während des Ganges eine vermehrte Innenrotation (Median: 11,26°; Spannweite: 0-34,68°) und eine verminderte Außenrotation

(Median:  $0,9^\circ$ ; Spannweite:  $0-43, 13^\circ$ ) der Hüfte im Vergleich zur gesunden Gegenseite, wo der Median der Innenrotation  $5,35^\circ$  (Spannweite  $0-87,11^\circ$ ) und der Außenrotation  $1,29^\circ$  (Spannweite  $0-20,23^\circ$ ) war. Dies kann durch eine verlängerte Schrittlänge erklärt werden. Um für das erkrankte Bein einen größeren Schritt zu ermöglichen und den Körperschwerpunkt zu verlagern, wiesen die Kinder eine zunehmende Tendenz in Richtung mehr Außenrotation – weniger Innenrotation der Hüfte auf.



**Abb. 7.1:** Konventionelles Duchenne-Hinken  
(Abbildung von Schröter et al., 1999 [179], modifiziert)



**Abb. 7.2:** Modifiziertes Duchenne-Hinken  
(Abbildung von Schröter et al., 1999 [179], modifiziert)

Die Hüfte kommt in der Sagittalebene zur Flexion in der Schwungphase und Extension in der Standphase des Gehens. Es wurde von Dettmann et al., 1987 [180]; Kadaba et al., 1989 [82] und Skinner et al., 1985 [181] ein Bewegungsradius des Hüftgelenks von  $40^\circ$  angegeben. Für normales Gehen wurde eine maximale Hüftextension gleich Null und maximale Flexion von  $40^\circ$

angesetzt. Im Hinblick auf die klinische Praxis wurden 10° Extension und 30° Flexion als Maximalwerte der Hüftbewegung von Perry, 2003 bestimmt [72].

Bei einseitigen Beinverkürzungen gaben Walsh et al., 2000 [170] Gurney 2002 [182] und Kaufmann et al., 1996 [172] an, dass die gesunde Gegenhälfte beim Gehen mehr als die ipsilaterale Hüfte beugt, um die Verkürzung zu kompensieren. In dieser Arbeit lag ein Median von 22,29° (Spannweite: 0-48,61°) an der erkrankten Seite vor, was annähernd gleich der gesunden Gegenseite war. Der Flexionsunterschied zwischen beiden Hüften wird vermutlich durch gut sitzende Orthesen und Prothesen, die die BLD fast komplett ausgleichen, minimiert.

### **7.1.5 Standanalyse**

Es wurde in dieser Arbeit beobachtet, dass beim Stand der COP (Center of Pressure) zumeist in der Horizontalebene zur gesunden Seite verschoben ist. Unsere Ergebnisse stimmen mit denen von Zernicke et al., 1985 überein. Sie untersuchten die Bodenreaktionskräfte und COP bei fünf Kindern; drei mit Knieexartikulation und zwei mit Oberschenkelamputation und bestätigten veränderte COP-Muster zwischen prothetischem und gesundem Bein [167]. Zusätzlich berichteten Mahar et al., 1985 bei BLD, dass eine BLD von 10 mm zu einer signifikanten Verschiebung der Position des COP zum längeren Bein führt [183].

In Hinsicht auf die Gesamtbelastung beim Stand ist es deutlich, dass, wie erwartet, die meisten Kinder unseres Untersuchungsgutes die gesunden Hüften mehr als die erkrankten belasten.

## **7.2 Klinische und theoretische Relevanz der Ergebnisse**

Hiermit bestätigen unsere Ergebnisse, dass der Schenkelhals sich deutlich steiler einstellt, wenn eine primär gesunde Hüfte durch eine hüftferne Beindeformität vermindert beansprucht wird. Die Pfanne bildet sich zudem etwas steiler aus, sodass man diese Hüftform in erweitertem Sinne als sekundäre Dysplasie bezeichnen kann.

Als mögliche pathogenetische Faktoren, die zu einer Entlastungs-Coxa-valga führen, muss eine verlängerte Schrittlänge, eine verminderte Belastung des Beines und auch ein Duchenne-Hinken aufgrund veränderter statischer Verhältnisse an der unteren Extremität in Betracht gezogen werden.

Bei der Standphase des normalen Gehens erreicht die Belastung des Hüftgelenks das Maximum und während der Schwungphase ist die Belastung gering – wie von Bergmann et al. 1989 erwähnt. Diese periodische Be- und Entlastung dient als Wachstumsstimulus. Durch Entlastung

im Rahmen einer dauerhaften Beinverkürzung vermindern sich die Muskelbeanspruchungen, die zur Formveränderung des Hüftgelenks führen können [184].

Bei der kinetischen Ganganalyse zeigten unsere Kinder längere Schrittlänge und -Zeit sowie eine verkürzte Standphase und niedrige Kräfte an der entlasteten Seite an. Die von der erkrankten Seite fehlende Propriozeption sowie das Gewicht der Orthese zwingen die Kinder, ihren Schritt zu verlängern. Außerdem benötigen Sie längere Zeit, um die untere Extremität bei der Schwungphase nach vorne zu bewegen. Diese kinetischen Veränderungen können durch die beste Orthesendesign und -passung nicht eliminiert, sondern nur minimiert werden.

Bei der kinematischen Ganganalyse wiesen die Kinder, die einseitige Beindeformität haben, ein besonderes Duchenne-Hinken auf. Sie behalten während der Standphase eine Abduktionsstellung der Hüfte des entlasteten Beines, um eine ipsilaterale Beckenabsenkung zu verhindern. Die seitliche Neigung des Rumpfes zum erkrankten Bein vergrößert sich, indem der Körperschwerpunkt soweit zur Seite verschoben wird, bis er über dem Hüftgelenk liegt. Leider reduziert dieser Mechanismus das Wachstum der Epiphysenfuge des Trochanter major und führt somit zur Entlastung-Coxa-valga. Er ist der wichtigste pathogenetische Faktor bei der Entwicklung der Entlastungs-Coxa-valga. Die gesehenen Verformungen zeigen beispielhaft die Gültigkeit der kausalen Histogenese. Nach der Gesetzmäßigkeit „function modifies design“ deformiert die veränderte Muskel- und Schwerkraftfunktion des einseitig entlastenden Kindes das Hüftgelenk. Die äußere Form und die innere Struktur des Hüftgelenkes spiegeln den Belastungsverlauf der Hüfte wider.

Wir schließen daraus, dass die langfristig orthetisch und prothetisch versorgten Kinder mit einer Entlastungs-Coxa-valga nicht in Gefahr sind, eine schwere Pfannendysplasie zu entwickeln. Als praktische Konsequenz empfehlen wir, keine periodische Röntgenaufnahmen der Hüften, sondern vorsorglich eine Beckenaufnahme am Ende der Pubertät auszuführen. Außerdem können mit Hilfe der Ergebnisse Hinweise zur besseren Gestaltung von Orthesen und Prothesen ergeben werden.

### **7.3 Diskussion der angewandten Methodik**

Um die formulierte Hypothese zu stützen und die am Hüftgelenk einwirkenden Kräfte zu beschreiben, ist die Anwendung der biomechanischen Modellrechnung nach Heimkes et al. [25, 53, 121] möglich.

Die hydrostatischen Druckmessungen der Muskelkräfte, die sich am Trochanter major auswirken (Hüftabduktoren, Tractus iliotibialis und M. vastus lateralis), können nicht von den übrigen Muskelkräften, die auf das Hüftgelenk einwirken, differenziert werden.

Eine direkte Erfassung der Kraftverhältnisse im Tierexperiment ist technisch schwierig. Außerdem liegen durch den aufrechten Gang beim Menschen einzigartige Verhältnisse vor, die eine Vergleichbarkeit der Messungen eines tierexperimentellen Aufbaus in Frage stellen würden. In-vivo-Messungen beim Menschen stehen allein aus ethischen Gründen nicht zur Diskussion.

Deshalb erscheint es zielführend, für die Überprüfung der formulierten Hypothese die anatomischen Veränderungen am Hüftgelenk durch die Beobachtung und Analyse der Wachstumsprozesse zu beschreiben und so indirekt Rückschlüsse auf die Kräfteverhältnisse im Hüftgelenk und deren Auswirkung zu ziehen. Im Rahmen der Bildgebung der anatomischen Veränderungen des Hüftgelenks kommen eine Röntgenuntersuchung, CT und MRT in Frage, außerdem die klinischen Untersuchungen und die instrumentelle Ganganalyse.

Auf die Computertomographie wurde aufgrund der zu hohen Strahlenbelastung verzichtet. Die Kernspintomographie bereitet bei jüngeren Kindern Probleme, da diese nicht lange genug still liegen können. Außerdem treten im Randbereich von MRT-Messungen geometrische Verzerrungen auf, die die Analyse beeinträchtigen können. Somit verbleibt die radioanatomische Vermessung auf der Grundlage einer Beckenübersicht.

Um vergleichbare Ausgangsbedingungen zu erhalten, wurden alle Röntgenbilder nach derselben Methode angefertigt. Hierzu liegt der Patient auf dem Rücken, die Beine liegen gestreckt und parallel, die Kniescheiben sind genau ventro-dorsal ausgerichtet. Weiterhin liegen die Innenknöchel aneinander. Trotz der standardisierten Aufnahmetechnik können sich bei den radiologischen Vermessungen des Hüftgelenkes am Röntgenbild im Rahmen der Konstruktion der Winkel bzw. Strecken Messfehler einstellen. Um die Interobserver-Variabilität zu vermindern, wurden alle Messungen von zwei Untersuchern beurteilt. Der Intraobserver-Bias pro Untersucher wurde durch einen Mittelwert von drei Messungen jedes Winkels oder jedes Abstands limitiert.

Als weiterer Punkt bleibt zu erwähnen, dass in dieser Arbeit der projizierte CCD-Winkel, nicht der tatsächliche CCD-Winkel, zur Anwendung kommt. Es wurde von Robin et al. (2008) erklärt, dass in einer a.p.-Aufnahme des Hüftgelenks daher der tatsächliche Wert des CCD-Winkels dargestellt werden kann, wenn die Hüfte 30-40° nach innen rotiert wird [60].

Die Hüftbewegungsfähigkeit durch klinische Untersuchungen ist die Äußerung der zugrunde liegenden anatomischen Veränderungen. Die Bestimmung der Gelenkbeweglichkeiten erfolgt

nach der Neutral-Null-Methode. Zur Verbesserung der intra- als auch interindividuellen Reliabilität wurde die klinische Untersuchung der Gelenkbeweglichkeit durch zwei Personen durchgeführt und ein Mittelwert der drei Messungen jedes Winkels oder jedes Abstands berechnet.

In der Ganganalyse können keine Bodenreaktionskraftvektoren berechnet werden, da die technische Ausstattung des Ganglabors keine Bodenkraftmessplatten umfasst, sondern die Kräfte und der Druck, die auf den Boden übertragen werden, über Drucksensoren erfasst wurden.

Um systematische Fehler bei der Ganganalyse zu vermeiden, wurden vor jeder Messung eine Kalibrierung der Drucksensoren und der Kinematik-Messabnehmer durchgeführt.

Alle Kinder gingen auf dem Laufband mit oder ohne Schuhe und Orthesen, um annähernd die Alltagsverhältnisse der Kinder zu simulieren.

Die Ergebnisse wurden nicht mit einer vergleichbaren Kontrollgruppe korreliert, sondern die Ergebnisse der entlasteten Hüfte wurden mit denen der gesunden Gegenseite verglichen. Es ist nicht auszuschließen, dass das alterierte Gangbild durch die Erkrankung auch Auswirkungen auf die gesunde Hüfte hat. Dagegen sprechen allerdings die normwertigen radiologischen und klinischen Messwerte sowie die Ergebnisse der Ganganalyse bezüglich der nicht betroffenen Hüften.

Als letzter Punkt bleibt zu erwähnen, dass die vorliegende Studie aufgrund der Seltenheit dieser Deformitäten bei Kindern eine kleine Fallanzahl umfasst. Außerdem wurden Kinder unter sechs Jahren ausgeschlossen, da diesen das Protokoll nicht zu vermitteln ist. Somit entgeht der Analyse diese Altersgruppe. Deshalb empfehlen wir zukünftige große klinische Studien, um die Ergebnisse dieser Übersichtsarbeit zu bestätigen.

## 8. Zusammenfassung

**Ziel:** In der vorliegenden Arbeit sollte in einem ersten Schritt überprüft werden, wie sich bei Kindern, die aufgrund einer nicht behebbaren, einseitigen Beindeformität distal des Kniegelenkes dauerhaft orthetisch oder prothetisch versorgt werden müssen, die primär gesunde Hüfte des betroffenen Beines sekundär verformt. In einem zweiten Schritt sollte mittels Ganganalyse evaluiert werden, welcher Pathomechanismus der diagnostizierten Formstörung zu Grunde liegt.

**Methodik:** Das Patientengut bestand aus zwölf primär hüftgesunden, jedoch einseitig distal des Knies erkrankten, orthesenpflichtigen Kindern und Jugendlichen, deren klinische und radiologische Krankheitsverläufe retrospektiv ausgewertet wurden. Bei zehn der betroffenen Kinder konnte eine verwertbare instrumentelle kinetische und kinematische Ganganalyse mittels des Zebris-Systems durchgeführt werden.

**Ergebnisse:** 1. *Grunderkrankungen:* Crus varum congenitum oder Tibiapseudarthrosen 5, Fehlbildungsklumpfuß 1, kongenitaler tibialer Längsdefekt 2, kongenitaler fibulärer Längsdefekt 3, Unterschenkeldeformität nach Ewingsarkom 1.

2. *Klinische Ergebnisse:* Im intraindividuellen Seitvergleich ist die Seite des von der Deformität betroffenen Beines wie folgt verändert: Die Hüftinnenrotation ist durchschnittlich  $12,5^\circ$  signifikant vermehrt ( $p < 0,05$ ), die Hüftaußenrotation um  $20-22,5^\circ$  verkleinert.

3. *Radiologische Ergebnisse:* Koxales Femurende: Der projizierte CCD-Winkel ist altersabhängig und im Durchschnitt  $14,71^\circ$  signifikant steiler. Die Distanz zwischen Kopfkalotte und Trochanter minor (LTA) ist 1,58 cm signifikant vergrößert. Der Kopfeiphysen-Femurschaft-Winkel (KF) als Beweis der horizontalen Stellung der Kopfeiphysenfuge ist durchschnittlich um  $13,52^\circ$  vergrößert ( $p < 0,05$ ). Hüftpfanne: Der Sharp-Ullmann-Winkel ist  $5,01^\circ$  signifikant vergrößert und der Acetabulumwinkel (AC) ist  $3,52^\circ$  vergrößert ( $p < 0,05$ ).

3. *Ganganalytische Ergebnisse:* Kinetik: Die Schrittlänge ist um durchschnittlich 7 cm signifikant verlängert ( $p < 0,05$ ). Die Standphase als Maß der Kräfteauswirkungszeit ist um 6,35 % signifikant verkürzt ( $p < 0,05$ ). Die Kräfte, die auf den Boden übertragen wurden, sind um 177,7 N signifikant vermindert ( $p < 0,05$ ). Kinematik: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Hüften bezüglich der Beckenabsenkung (um  $0,08^\circ$  verkleinert;  $p > 0,05$ ). Die Hüftabduktion der entlasteten Hüfte als Hinweis eines konstanten Duchenne-Hinkens ist durchschnittlich um  $16,81^\circ$  vermehrt.

**Schlussfolgerung:** Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die einseitig orthetisch/prothetisch versorgten Kinder eine Formstörung der Hüfte aufwiesen, die in der älteren Literatur als Entlastungs-Coxa-valga bzw. Entlastungsdysplasie bezeichnet wird. Erstmals konnten die pathogenetischen Faktoren identifiziert werden, die diese Formstörung hervorrufen.

Die Patienten weisen ein Duchenne-Hinken auf und belasten das betroffene Bein weniger stark und mit kürzerer Zeitspanne.

Die Untersuchung bestätigt in eindrucksvoller Weise die allgemeinen Wachstumsgesetze des muskulo-skelettalen Organs, die unter dem Merksatz „form follows function“ zusammengefasst werden können. Als praktische Konsequenz für den Klinikalltag ergibt sich die Forderung, die Hüfte orthesenpflichtiger Kinder in größeren Abständen klinisch und bildgebend zu screenen und die Orthesen- bzw. Prothesenaufbau so zu gestalten, dass ein Duchenne-Hinken vermieden wird.

## **Abstract**

**Title:** Gait analysis study of Unloading-Coxa-Valga (antetorta) in orthoses/prostheses-dependent children

**Background:** During loading cycles, the joints' geometry is continually modelled. Orthotics/prosthetics-dependent children develop ipsilateral in-toeing gait and Duchenne's limping due to unilateral severe lower leg or foot deformities. These clinical phenomena are accompanied with an ipsilateral coxa-valga antetorta and hip dysplasia. A practical question is whether these hips are in danger to decompensate. An additional theoretical question is, how the external shape and internal architecture changes, if a primarily healthy hip is underused.

**Methods:** 10 children with healthy hips, who are unilaterally long-term orthotics/prosthetics-dependent, agreed to undergo an instrumental gait analysis. The results were analyzed and correlated with clinical findings, a common activity score and planimetric radiographic data.

**Results:** The intra-individual comparison revealed the following significant changes in the hip of the deformed leg ( $p < 0.05$ ). Clinically, the internal rotation was increased ( $12.5^\circ$ ), while the external rotation was diminished ( $20-22.5^\circ$ ). Radiologically, the projected CCD angle, the lesser trochanter to articular surface distance (LTA) and the head-shaft angle (CF) were increased by  $14.71^\circ$ , 1.58 cm and  $13.52^\circ$ , respectively. Both Sharp- and acetabular (AC) angles were increased by  $5.01^\circ$  and  $3.52^\circ$ , respectively. Kinetic gait analysis showed increased stride length (7 cm), shortened stance phase (6.35 %) and reduced forces transmitted to the ground (177.7 N). The kinematic analysis showed increased hip abduction ( $16.81^\circ$ ) while the pelvic obliquity was not significantly changed ( $0.08^\circ$ ).

**Conclusions:** Duchenne's limping and lack of weight-bearing stress are the decisive pathogenic factors of the underuse-coxa-valga and acetabular dysplasia. These changes follow the mechanobiological concept "function modifies design", that means function influences external shape and internal architecture of bones and joints. As a practical consequence we recommend to perform one pelvic radiograph as a precaution at the end of puberty of the diseased children.

**Level of evidence:** Level II retrospective study

## Literaturverzeichnis

1. Tudor-Locke C, Craig CL, Beets MW, Belton S, Cardon GM, Duncan S, Hatano Y, Lubans DR, Olds TS, Raustorp A et al: How many steps/day are enough? for children and adolescents. The international journal of behavioral nutrition and physical activity 2011, 8:78.
2. Duncan JS, Schofield G, Duncan EK: Step count recommendations for children based on body fat. Preventive medicine 2007, 44(1):42-44.
3. Laurson KR, Eisenmann JC, Welk GJ, Wickel EE, Gentile DA, Walsh DA: Evaluation of youth pedometer-determined physical activity guidelines using receiver operator characteristic curves. Preventive medicine 2008, 46(5):419-424.
4. Dollman J, Olds TS, Esterman A, Kupke T: Pedometer step guidelines in relation to weight status among 5- to 16-year-old Australians. Pediatric exercise science 2010, 22(2):288-300.
5. Schuhmann C: Entlastungs-Coxa-valga der Hüfte bei ipsilateraler Beindeformität. Dissertation, LMU München: Medizinische Fakultät; 2007.
6. Skuban TP, Vogel T, Baur-Melnyk A, Jansson V, Heimkes B: Function-orientated structural analysis of the proximal human femur. Cells, tissues, organs 2009, 190(5):247-255.
7. Perry J, Burnfield JM: Gait analysis: normal and pathological function, 2nd edn. Thorofare, NJ: SLACK; 2010.
8. Götz-Neumann K: Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie, 3. Aufl. edn. Stuttgart u.a.: Thieme; 2011.
9. Hochschild J: Strukturen und Funktionen begreifen: funktionelle Anatomie, therapierelevante Details. 2. LWS, Becken und Hüftgelenk, untere Extremität: Thieme; 2008.
10. Putz R, Pabst R, Putz R, Sobotta J: Rumpf, Eingeweide, untere Extremität, 22., neu bearb. Aufl. edn. München [u.a.]: Elsevier; 2006.
11. Tönnis D, Legal H: Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag; 1984.
12. Murray DW: The definition and measurement of acetabular orientation. The Journal of bone and joint surgery British volume 1993, 75(2):228-232.
13. Ozcelik A, Omeroglu H, Inan U, Ozyurt B, Seber S: [Normal values of several acetabular angles on hip radiographs obtained from individuals living in the Eskisehir region]. Acta orthopaedica et traumatologica turcica 2002, 36(2):100-105.
14. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D'Antonio JA: The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. Clinical orthopaedics and related research 2001(393):52-65.

15. Fowkes LA, Petridou E, Zagorski C, Karuppiyah A, Toms AP: Defining a reference range of acetabular inclination and center-edge angle of the hip in asymptomatic individuals. *Skeletal radiology* 2011, 40(11):1427-1434.
16. Sharp IK: Acetabular dysplasia the acetabular angle. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 1961, 43(2):268-272.
17. Tonnis D: Normal values of the hip joint for the evaluation of X-rays in children and adults. *Clinical orthopaedics and related research* 1976(119):39-47.
18. Lubovsky O, Wright D, Hardisty M, Kiss A, Kreder H, Whyne C: Acetabular orientation: anatomical and functional measurement. *International journal of computer assisted radiology and surgery* 2012, 7(2):233-240.
19. Tönnis D, Heinecke A: Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1999, 81(12):1747-1770.
20. Kapandji IA: Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik;[einbändige Ausgabe: obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule]: Georg Thieme Verlag; 2009.
21. Birkenmaier C, Jorysz G, Jansson V, Heimkes B: Normal development of the hip: a geometrical analysis based on planimetric radiography. *Journal of pediatric orthopedics Part B* 2010, 19(1):1-8.
22. Pitzen P, Rössler H: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Orthopädie, 15. Aufl. edn. München Urban & Schwarzenberg; 1984.
23. Tönnis DA, Heinecke A: Verringerte Pfannenanteversion und Schenkelhalsantetorsion verursachen Schmerz und Arthrose. Teil 1: Statistik und klinische Folgen. Teil 2: Ätiologie, Diagnostik und Therapie. *Z Orthop* 1999, 137:153-159, 160-167.
24. Pauwels F: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte: Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Berlin [u.a.]: Springer; 1973.
25. Heimkes B, Posel P, Plitz W: Biomechanics of the hip joint in children. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 1995, 133(4):357-363.
26. Heimkes B: Form follows function. Physiologic and pathologic development of the hip joint. *Revue du rhumatisme* 1997, 64(10 Suppl):167S-168S.
27. van der Meulen MC, Huiskes R: Why mechanobiology? A survey article. *Journal of biomechanics* 2002, 35(4):401-414.
28. Weinkamer R: Der Umbauprozess im trabekulären Knochen. In: Tätigkeitsbericht. Potsdam: Max-Planck-Institut für Kolloid- und Grenzflächenforschung; 2005.
29. Wolff J: The classic: on the inner architecture of bones and its importance for bone growth. *Clinical orthopaedics and related research* 2010, 468(4):1056-1065.

30. Singh M, Nagrath AR, Maini PS: Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. The Journal of bone and joint surgery American volume 1970, 52(3):457-467.
31. Kerr R, Resnick D, Sartoris DJ, Kursunoglu S, Pineda C, Haghighi P, Greenway G, Guerra J, Jr.: Computerized tomography of proximal femoral trabecular patterns. Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society 1986, 4(1):45-56.
32. Martens M, Van Audekercke R, Delpont P, De Meester P, Mulier JC: The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. Journal of biomechanics 1983, 16(12):971-983.
33. Wolff J: Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum. Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medizin (Virchows Archiv) 1870, 50:389-453.
34. Heimkes B, Posel P, Plitz W: [Biomechanics of the hip joint in children]. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1995, 133(4):357-363.
35. Simoes JA, Vaz MA, Blatcher S, Taylor M: Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. Medical engineering & physics 2000, 22(7):453-459.
36. Szivek JA, Benjamin JB, Anderson PL: An experimental method for the application of lateral muscle loading and its effect on femoral strain distributions. Medical engineering & physics 2000, 22(2):109-116.
37. Birnbaum K, Siebert CH, Pandorf T, Schopphoff E, Prescher A, Niethard FU: Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. Surgical and radiologic anatomy : SRA 2004, 26(6):433-446.
38. Stiehl JB, Jacobson D, Carrera G: Morphological analysis of the proximal femur using quantitative computed tomography. International orthopaedics 2007, 31(3):287-292.
39. Popov EP, Nagarajan S, Lu ZA: Mechanics of materials, 2d edn. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall; 1976.
40. Koike M, Shimokawa H, Kanno Z, Ohya K, Soma K: Effects of mechanical strain on proliferation and differentiation of bone marrow stromal cell line ST2. Journal of bone and mineral metabolism 2005, 23(3):219-225.
41. Rath B, Nam J, Knobloch TJ, Lannutti JJ, Agarwal S: Compressive forces induce osteogenic gene expression in calvarial osteoblasts. Journal of biomechanics 2008, 41(5):1095-1103.
42. Hert J: A new explanation of the cancellous bone architecture. Functional and developmental morphology 1992, 2(1):15-21.
43. Pauwels F: Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Z Anat Entwickl-Gesch 1960, 121:478-515.

44. Kummer B: Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates, 1. Aufl. edn. Köln: Dt. Ärzte-Verl.; 2005.
45. Wolff J, Wessinghage D: Das Gesetz der Transformation der Knochen, Reprint der Ausg. Berlin, Hirschwald, 1892 / Hrsg. und Bearb. des Reprints: D. Wessinghage edn. Stuttgart: Schattauer; 1991.
46. Tobin WJ: The internal architecture of the femur and its clinical significance; the upper end. The Journal of bone and joint surgery American volume 1955, 37-A(1):57-72; passim.
47. Frost HM: Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. The Anatomical record 1990, 226(4):403-413.
48. Roux W: Der Kampf der Theile im Organismus: ein Beitrag zur Vervollständigung der mechanischen Zweckmässigkeitslehre. Leipzig: Engelmann; 1881.
49. Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ: The behavior of adaptive bone-remodeling simulation models. Journal of biomechanics 1992, 25(12):1425-1441.
50. Koch JC: The laws of bone architecture. Am J Anat 1917, 21:177-298.
51. Fetto J, Leali A, Moroz A: Evolution of the Koch model of the biomechanics of the hip: clinical perspective. Journal of orthopaedic science: official journal of the Japanese Orthopaedic Association 2002, 7(6):724-730.
52. Frost HM, Vilanueva AR, Jett S, Eyring E: Tetracycline-based analysis of bone remodelling in osteopetrosis. Clinical orthopaedics and related research 1969, 65:203-217.
53. Heimkes B, Posel P, Plitz W, Zimmer M: Age-related force distribution at the proximal end of the femur in normally growing children. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1997, 135(1):17-23.
54. Cleghorn G, Mockel E: Orthopaedics. In: Textbook of Pediatric Osteopathy. edn. by Moeckel E, Mitha N: Churchill Livingstone; 2008: 327.
55. Mau H: Wachstumsfaktoren und-reaktionen des gesunden und kranken kindlichen Hüftgelenks. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie 1957, 49(4):427-452.
56. Mau H: Secondary flattening of the acetabular roof in children. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1988, 126(4):377-386.
57. Dihlmann W: Gelenke, Wirbelverbindungen.: Klinische Radiologie einschließlich Computertomographie-Diagnose, Differentialdiagnose. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2002.
58. Heimkes B, Martignoni K, Utzschneider S, Stotz S: Soft tissue release of the spastic hip by psoas-rectus transfer and adductor tenotomy for long-term functional improvement and prevention of hip dislocation. Journal of pediatric orthopedics Part B 2011, 20(4):212-221.

59. Friedebold G: The significance of inactivity following injuries. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1984, 122(4):487-494.
60. Robin J, Graham HK, Selber P, Dobson F, Smith K, Baker R: Proximal femoral geometry in cerebral palsy: a population-based cross-sectional study. The Journal of bone and joint surgery British volume 2008, 90(10):1372-1379.
61. Lindemann K: Das Wachstum des Schenkelhalses bei der sogenannten Entlastungs-Coxa-valga. Deutsche Zeitschrift für Chirurgie, Springer-Verlag 1930, 228(1-5):249-260.
62. Savvidis E, Loer F: The magnitude of forces acting on the proximal femur in various weight alleviating gait forms with reduced ground reaction forces. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1989, 127(1):111-117.
63. Bergmann G, Kolbel R, Rauschenbach N, Rohlmann A: Walking with canes and forearm-crutches. I. Reduction of loads at the hip and proximal end of the femur by one sided use of cane/crutch (author's transl). Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1977, 115(2):174-182.
64. Wilson BM: Promoting compliance: the patient-provider partnership. Advances in renal replacement therapy 1995, 2(3):199-206.
65. von Rudorff K, von Rudorff GF: Orthopädie für PhysiotherapeutInnen: Unterrichtsleitfaden nach Maßgabe der curricularen Empfehlung des Deutschen Verbandes für Physiotherapie und des Zentralverbandes der Krankengymnasten, Physiotherapeuten (ZVK) e.V: IMAS; 2007.
66. Arend S, Higgins J: A strategy for the classification in subjective analysis and observation of human movement. Journal of human movements studies 1976, 2:36-50.
67. Hiden-Anden S: PNF-Grundverfahren und funktionelles Training. Bank- und Mattentraining. Gangschulung. Stuttgart, Jena, New York: Fischer Verlag; 1994.
68. Atwood HL, MacKay WA, Walden Joe: Neurophysiologie Text-/Bild-Manual. Stuttgart u.a.: Schattauer; 1994.
69. Umphred D: 1995, Third Edition edn: Mosby-Year Book Publishers; Neurological Rehabilitation.
70. Kopf A, Pawelka S, Kranzl A: Clinical gait analysis: methods, limitations and possible applications. Acta medica Austriaca 1998, 25(1):27-32.
71. Hennerici M, Bätzner H: Gangstörungen, 1. Aufl. edn. Stuttgart: Springer Verlag; 2001.
72. Perry J, Oster W, Wiedenhöfer B, Berweck S: Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens, 1. Aufl. edn. München [u.a.]: Urban & Fischer; 2003.
73. Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo SL: The development of mature gait. The Journal of bone and joint surgery American volume 1980, 62(3):336-353.

74. Wyndham M: The limping child. Community practitioner : the journal of the Community Practitioners' & Health Visitors' Association 2007, 80(9):42.
75. Kirtley C: Clinical gait analysis : theory and practice. Edinburgh, New York: Elsevier; 2005.
76. Baumann J, Schär A, Meier G: Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen. Orthopäde 1992, 21:29-34.
77. Baumann F: Statistisch-dynamische Muskelfunktion und muskuläre Gelenkbeanspruchung der gesunden Hüfte auf Grund elektromyographischer Untersuchungen. Orthop Prax 1974, 10:150-153.
78. Ludwig O: Ganganalyse in der Praxis: Anwendungen in Prävention, Therapie und Versorgung, 1. Aufl.. edn. Geislingen: Maurer; 2012.
79. Marquardt M: Laufen und Laufanalyse [medizinische Betreuung von Läufern], 1. edn. Stuttgart u.a.: Thieme; 2012.
80. Kramers-de Quervain IA, Stüssi E, Stacoff A: Ganganalyse beim Gehen und Laufen. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie 2008, 56(2):35-42.
81. Clements DN, Owen MR, Carmichael S, Reid SW: Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion. The Veterinary record 2005, 156(15):478-481.
82. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GV: Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society 1989, 7(6):849-860.
83. Ounpuu S, Gage JR, Davis RB: Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. Journal of pediatric orthopedics 1991, 11(3):341-349.
84. Bergmann G, Rohlmann A, Graichen F: In vivo measurement of hip joint stress. 1. Physical therapy. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1989, 127(6):672-679.
85. Naal FD, Impellizzeri FM, Leunig M: Which is the best activity rating scale for patients undergoing total joint arthroplasty? Clinical orthopaedics and related research 2009, 467(4):958-965.
86. Sechriest VF, 2nd, Kyle RF, Marek DJ, Spates JD, Saleh KJ, Kuskowski M: Activity level in young patients with primary total hip arthroplasty: a 5-year minimum follow-up. The Journal of arthroplasty 2007, 22(1):39-47.
87. de Onis M, Onyango AW, Borghi E, Siyam A, Nishida C, Siekmann J: Development of a WHO growth reference for school-aged children and adolescents. Bulletin of the World Health Organization 2007, 85(9):660-667.
88. Ryf C, Weymann A: Range of motion: AO Neutral-0 Method : measurement and documentation = AO Neutral-0 Methode: Messung und Dokumentation. Stuttgart, New York: Thieme; 1999.

89. Hilgenreiner H: Zur Frühdiagnose und Frühbehandlung der angeborenen Hüftgelenksverrenkung. Med Klin 1925, 21:30-53.
90. Hefti F: Achsenfehler an den unteren Extremitäten. Orthopäde 2000, 29(9):814-820.
91. McCarthy JJ, Weiner DS: Greater trochanteric epiphysiodesis. International orthopaedics 2008, 32(4):531-534.
92. Thiele U: Untersuchungen über die Normalwerte der Hüftepiphysenwinkel und ihre Abhängigkeit von anderen Messwerten des Hüftgelenks. Münster; 1978.
93. Jorysz G: Die physiologische Entwicklung des kindlichen Hüftgelenks – eine planimetrische Röntgen-Querschnittsuntersuchung. Ludwig-Maximilians-Universität-München; 1990.
94. Jäger M, Refior H: Der Kopfeiphysenwinkel. Orthop Prax 1974, 10:32-36.
95. Ullmann K: Zur Frage der röntgenologischen Beurteilung des knöchernen Pfannendaches mit weiteren Ergebnissen der Röntgenstammbaum-Forschung. In: Verhandlungen der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft 33 Kongress: 1939: Z Orthop; 1939: 268-271.
96. Sharp I: Acetabular dysplasia, the acetabular angle. The Journal of bone and joint surgery American volume 1961, 43B:268.
97. Stulberg S, Harris W: Acetabular dysplasia and development of osteoarthritis of hip. In: Proceedings of the second open scientific meeting of the hip society: 1974 St. Louis: C.V. Mosby; 1974
98. Tönnis D, Brunken D: Differentiation of normal and pathological acetabular roof angle in the diagnosis of hip dysplasia. Evaluation of 2294 acetabular roof angles of hip joints in children. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie 1968, 64(3):197-228.
99. Tönnis D: Röntgenuntersuchung und Arthrographie des Hüftgelenks im Kleinkindesalter. Orthopädie, Springer-Verlag 1997, 26:49-58.
100. Wiberg G: Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint with special reference to the complication of osteoarthritis. Acta Chir Scan 1939, 83(58).
101. Wiberg G: Mechanisch funktionelle Faktoren als Ursache der Arthritis deformans in Hüft und Kniegelenk. Z Orthop 1945, 75:260-285.
102. Reid GD, Reid CG, Widmer N, Munk PL: Femoroacetabular impingement syndrome: an underrecognized cause of hip pain and premature osteoarthritis? The Journal of rheumatology 2010, 37(7):1395-1404.
103. Erlacher P: Hüftgelenkdysplasie. Wien Klin Wochenschr 1951, 62:21.
104. Perkins G: Signs by which to diagnose congenital dislocation of the hip. 1928. Clinical orthopaedics and related research 1992(274):3-5.

105. Reimers J: The stability of the hip in children. A radiological study of the results of muscle surgery in cerebral palsy. Acta orthopaedica Scandinavica Supplementum 1980, 184:1-100.
106. Sweeney JP, Helms CA, Minagi H, Louie KW: The widened teardrop distance: a plain film indicator of hip joint effusion in adults. AJR American journal of roentgenology 1987, 149(1):117-119.
107. Wynter M, Gibson N, Kentish M, Love S, Thomason P, Kerr Graham H: The Consensus Statement on Hip Surveillance for Children with Cerebral Palsy: Australian Standards of Care. Journal of pediatric rehabilitation medicine 2011, 4(3):183-195.
108. Zebris Medical: WinGait 3.1.x für Windows Bedienungsanleitung. In. Isny im Allgäu, Deutschland: © Copyright Zebris Medical GmbH; Text Release 02/2007.
109. Kramers I, Stussi E, Stacoff A: Ganganalyse beim Gehen und Laufen. Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie 2008, 56(2):35–42.
110. Winter DA: Biomechanics and motor control of human movement, 4th edn. Hoboken, N.J.: Wiley; 2009.
111. Bachmann C, Gerber H, Stacoff A: Messsysteme und Messmethoden der instrumentierten Ganganalyse. Schweiz Z Sportmed Sporttraum 2008, 56.
112. Gravetter FJ, Wallnau LB: Statistics for the behavioral sciences, 8th edn. Australia, Belmont, CA: Wadsworth; 2009.
113. Field A: Discovering statistics using IBM SPSS statistics: Sage; 2013.
114. Janssen J, Laatz W: Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows: eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests: Springer-Verlag; 2013.
115. Cramer E, Kamps U, Steland A: Grundlagen der Wahrscheinlichkeitsrechnung und Statistik: Springer; 2007.
116. Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H: Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. The Journal of bone and joint surgery American volume 1985, 67(1):39-47.
117. Rao KN, Joseph B: Value of measurement of hip movements in childhood hip disorders. Journal of pediatric orthopedics 2001, 21(4):495-501.
118. Sankar WN, Laird CT, Baldwin KD: Hip range of motion in children: what is the norm? Journal of pediatric orthopedics 2012, 32(4):399-405.
119. Tayton E: Femoral anteversion: a necessary angle or an evolutionary vestige? The Journal of bone and joint surgery British volume 2007, 89(10):1283-1288.
120. Brien EW, Lane JM, Healey J: Progressive coxa valga after childhood excision of the hip abductor muscles. Journal of pediatric orthopedics 1995, 15(1):95-97.

121. Heimkes B, Posel P, Plitz W, Jansson V: Forces acting on the juvenile hip joint in the one-legged stance. Journal of pediatric orthopedics 1993, 13(4):431-436.
122. Hefti F: Deviations in the axes of the lower extremities. Orthopäde 2000, 29(9):814-820.
123. Zippel H: [Normal development of the structural elements of the hip joint in adolescence]. Beiträge zur Orthopädie und Traumatologie 1971, 18(5):255-270.
124. Bobroff ED, Chambers HG, Sartoris DJ, Wyatt MP, Sutherland DH: Femoral anteversion and neck-shaft angle in children with cerebral palsy. Clinical orthopaedics and related research 1999(364):194-204.
125. Lauenstein: Bemerkungen zu dem Neigungswinkel des Schenkelhals. Arch f klin Chir 1890, 40.
126. Albert: Zur Lehre von der sog. Coxa vara und valga. Wien; 1899.
127. Bade: Coxa vara und Coxa valga. In: Lehrbuch der Orthopädie, edn. by Lange. Jena: Gustav Fischer; 1928.
128. Humphry: The Angle of the Neck with the Shaft of the Femur at Different Periods of Life and under Different Circumstances. Journal of anatomy and physiology 1889, 23(Pt 2):273-282.
129. Brandes: Eine physiologische Behandlung der Coxa vara. Arch Orthop Chir 1920.
130. Reich: Die Amputationen im Kindesalter und ihre Folgen für das Wachstum, vol. 68: Bruns' Beitr; 1910.
131. Hackenbroch: Coxa valga. Erg Chir 1927, 20.
132. Lindemann K: The growth of femoral neck in a coxa valga. Deutsche Zeitschrift für Chirurgie, Springer-Verlag 1930, 228(1-5):249-260.
133. Simons B: Untersuchungen zur Entstehung der Coxa valga. Berlin: Springer; 1932.
134. Gage JR, Cary JM: The effects of trochanteric epiphyseodesis on growth of the proximal end of the femur following necrosis of the capital femoral epiphysis. The Journal of bone and joint surgery American volume 1980, 62(5):785-794.
135. Compere EL, Garrison JJ, Fahey JJ: Deformities of the femur resulting from Arrestment of the growth of the capital and greater trochanteric epiphyses. J Bone Surg 1940, 22:909-915.
136. Inman VT: Functional aspects of the abductor muscles of the hip. The Journal of bone and joint surgery American volume 1947, 29(3):607-619.
137. Bemmerl JG: Wachstum des coxalen Femurendes bei Myelomeningocele in Abhängigkeit von der Lähmungslokalisation: ein Beitrag unter besonderer Berücksichtigung biomechanischer Aspekte; 1993.

138. Haike H, Breuckmann G, Schulze H: Surgical treatment of so-called congenital hip dislocation. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie 1969, 66(4):277-285.
139. Siffert RS: Patterns of deformity of the developing hip. Clinical orthopaedics and related research 1981(160):14-29.
140. Glogowski G, Lange M: Die Pathophysiologie des oberen Femurendes: unter besonderer Berücksichtigung der Antetorsion und ihrer klinischen Bedeutung. Stuttgart: Enke; 1962.
141. Ullmann K: Zur Frage der röntgenologischen Beurteilung des knöchernen Pfannendaches mit weiteren Ergebnissen der Röntgenstammbaum-Forschung. In: Verhandlungen der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft, 33 Kongress. vol. 69 (Beilagenheft): Z Orthop; 1939: 268-271.
142. Stulberg S, Harris W: Acetabular dysplasia and development of osteoarthritis of hip. In: Proceedings of the second open scientific meeting of the hip society: 1974 St. Louis: C.V. Mosby; 1974 82.
143. Agus H, Bicimoglu A, Omeroglu H, Tumer Y: How should the acetabular angle of Sharp be measured on a pelvic radiograph? Journal of pediatric orthopedics 2002, 22(2):228-231.
144. Umer M, Thambyah A, Tan WT, Das De S: Acetabular morphometry for determining hip dysplasia in the Singaporean population. Journal of orthopaedic surgery 2006, 14(1):27-31.
145. Exner GU, Kern SM: Natural course of mild hip dysplasia from young childhood into adulthood. Orthopäde 1994, 23(3):181-184.
146. Massie WK, Howorth MB: Congenital dislocation of the hip. Part I. Method of grading results. The Journal of bone and joint surgery American volume 1950, 32-A(3):519-531.
147. Caffey J, Ames R, Silverman WA, Ryder CT, Hough G: Contradiction of the congenital dysplasia-predislocation hypothesis of congenital dislocation of the hip through a study of the normal variation in acetabular angles at successive periods in infancy. Pediatrics 1956, 17(5):632-641.
148. Fredensborg N: The CE angle of normal hips. Acta orthopaedica Scandinavica 1976, 47(4):403-405.
149. Coleman SS: Congenital dysplasia and dislocation of the hip. St. Louis: Mosby; 1978.
150. Peic S: Die Köhlersche Tränenfigur und ihre Bedeutung in der Röntgendiagnostik. Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin 1971, 114(3):305-316.
151. Eyring EJ, Bjornson DR, Peterson CA: Early Diagnostic and Prognostic Signs in Legg-Calve-Perthes Disease. The American journal of roentgenology, radium therapy, and nuclear medicine 1965, 93:382-387.
152. Erlacher P: Dysplasia of the hip joint. Wien Klin Wochenschr 1950, 62(21):367-370.
153. Miller F, Bagg MR: Age and migration percentage as risk factors for progression in spastic hip disease. Developmental medicine and child neurology 1995, 37(5):449-455.

154. Soo B, Howard JJ, Boyd RN, Reid SM, Lanigan A, Wolfe R, Reddihough D, Graham HK: Hip displacement in cerebral palsy. The Journal of bone and joint surgery American volume 2006, 88(1):121-129.
155. Cooperman DR, Bartucci E, Dietrick E, Millar EA: Hip dislocation in spastic cerebral palsy: long-term consequences. Journal of pediatric orthopedics 1987, 7(3):268-276.
156. Steinwender G, Saraph V, Scheiber S, Zwick EB, Uitz C, Hackl K: Intrsubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. Clinical biomechanics 2000, 15(2):134-139.
157. Westhoff B, Hirsch MA, Hefter H, Wild A, Krauspe R: Wie reliabel sind Informationen aus der 3D-Ganganalyse? Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin 2004, 18(2):76-79.
158. Hunter JP, Marshall RN, McNair PJ: Interaction of step length and step rate during sprint running. Medicine and science in sports and exercise 2004, 36(2):261-271.
159. Öberg T, Karsznia A, Öberg K: Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. Journal of rehabilitation research and development 1993, 30(2):210-223.
160. Sutherland DH: The evolution of clinical gait analysis part III - kinetics and energy assessment. Gait & posture 2005, 21(4):447-461.
161. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Johnk K, Friege L: Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. Gait & posture 1998, 7(2):125-130.
162. Adolph KE, Vereijken B, Shrout PE: What changes in infant walking and why. Child development 2003, 74(2):475-497.
163. Pietraszewski B, Winiarski S, Jaroszczuk S: Three-dimensional human gait pattern - reference data for normal men. Acta of bioengineering and biomechanics/Wroclaw University of Technology 2012, 14(3):9-16.
164. Bornmann F: Klinische Ganganalyse mittels 3D-Ultraschalltopometrie, Reliabilitätsbetrachtungen und Störungsidentifikation bei SpA-Patienten. Friedrich-Schiller-Universität Jena; 2009.
165. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stussi E, Kramers-de Quervain IA: Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. Gait & posture 2005, 21(1):24-38.
166. Stacoff A, Kramers-de Quervain IA, Luder G, List R, Stussi E: Ground reaction forces on stairs. Part II: knee implant patients versus normals. Gait & posture 2007, 26(1):48-58.
167. Zernicke RF, Hoy MG, Whiting WC: Ground reaction forces and center of pressure patterns in the gait of children with amputation: preliminary report. Archives of physical medicine and rehabilitation 1985, 66(11):736-741.

168. Pereira CS, de Andrade MS, Sacco IN, Suda EY: Vertical ground reaction force differences in runners with Leg Length Discrepancy. In: ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting. Cleveland, Ohio; 2005: 786.
169. Schuit D, Adrian M, Pidcoe P: Effect of heel lifts on ground reaction force patterns in subjects with structural leg-length discrepancies. *Physical therapy* 1989, 69(8):663-670.
170. Walsh M, Connolly P, Jenkinson A, O'Brien T: Leg length discrepancy - an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis. *Gait & posture* 2000, 12(2):156-161.
171. Menelaus MB: *The Management of limb inequality*. Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone; 1991.
172. Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH: Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *Journal of pediatric orthopedics* 1996, 16(2):144-150.
173. Song KM, Halliday SE, Little DG: The effect of limb-length discrepancy on gait. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1997, 79(11):1690-1698.
174. Saunders JB, Inman VT, Eberhart HD: The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1953, 35-A(3):543-558.
175. Murray MP, Drought AB, Kory RC: Walking Patterns of Normal Men. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1964, 46:335-360.
176. Biden E, Olshen R, Simon S, Sutherland DH, Gabel G, Kadaba MP: Comparison of gait data from multiple labs. *Transactions of the Orthopedic Research Society* 1987, 12:504.
177. Murray MP, Kory RC, Sepic SB: Walking patterns of normal women. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 1970, 51(11):637-650.
178. Duchenne GBA, Wernicke C: *Physiologie der Bewegungen nach electrischen Versuchen und klinischen Beobachtungen mit Anwendungen auf das Studium der Lähmungen und Entstellungen*. Cassel [u.a.]: Fischer; 1885.
179. Schröter J, Güth V, Overbeck M, Rosenbaum D, Winkelmann W: The "Entlastungsgang". A hip unloading gait as a new conservative therapy for hip pain in the adult. *Gait & posture* 1999, 9(3):151-157.
180. Dettmann MA, Linder MT, Sepic SB: Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American journal of physical medicine* 1987, 66(2):77-90.
181. Skinner HB, Abrahamson MA, Hung RK, Wilson LA, Effeney DJ: Static load response of the heels of SACH feet. *Orthopedics* 1985, 8(2):225-228.
182. Gurney B: Leg length discrepancy. *Gait & posture* 2002, 15(2):195-206.

183. Mahar RK, Kirby RL, MacLeod DA: Simulated leg-length discrepancy: its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. Archives of physical medicine and rehabilitation 1985, 66(12):822-824.
184. Bergmann G, Rohlmann A, Graichen F: In vivo Messung der Hüftgelenkbelastung. 1. Teil: Krankengymnastik. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete 1989, 127(6):672-679.

## **Danksagung**

Lob sei Gott, dem Schöpfer der Welten, dem Barmherziger.

Zuerst möchte ich mich bei allen Probanden bedanken, die sich für diese Untersuchungen zur Verfügung gestellt haben.

Herrn Prof. Dr. B. Heimkes danke ich für die Vergabe dieses Themas und ganz besonders für die geduldige und ausgezeichnete Betreuung, die inspirierenden Gespräche und den fachkompetenten Beistand.

Besonderer großer Dank geht an Herrn Dr. med. C. Günther für die hilfreichen Ratschläge und die freundliche Unterstützung bei der Erstellung der Dissertation.

Weiterhin bedanke ich mich ganz herzlich bei Frau Schlick und Frau Wagner für die Hilfe, um die Patiententermine auszumachen und die Arbeit im Ganglabor anzuordnen.

## Anhang

### Anhang I Demografische Daten des Untersuchungsguts

**Tab. I.1:** Auflistung des Patientengutes unter Angabe des Ranges, des Geburtstages, des Beginns der Entlastung, des Datums bei Untersuchung, des Entlastungszeitraumes, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, des Aktivitätsscores, sowie der Diagnose.

Rang	Geburtstag	Beginn der Entlastung	Datum bei Untersuchung	Zeitraum der Entlastung, Jahre	Geschlecht	Seite	UCLA-Aktivitätsscore	Diagnose
1	14.05.2009	* Seit Laufalter	14.10.2013	3,25	W	Li.	6	Neurofibromatose Typ 1. Crus varum congenitum
2	01.09.2007	* Seit Laufalter	25.09.2013	5,25	M	Li.	4	Fehlbildungsklumpfuß Aplasie des 2. Strahls des Fußes
3	18.02.2007	* Seit Laufalter	21.10.2013	5,75	M	Li.	10	Tibialer Längsdefekt Typ 3
4	16.05.2005	* Seit Laufalter	20.11.2013	7,42	M	Li.	9	Kongenitaler, tibialer Längsdefekt
5	28.11.2001	* Seit Laufalter	29.10.2013	11,00	M	Re.	2	Kongenitale Unterschenkel pseudarthrose
6	15.10.2001	* Seit Laufalter	02.10.2013	11,00	W	Li.	9	Kongenitaler Fibulalängsdefekt Kongenitaler Fehlbildungsklumpfuß
7	11.10.2000	* Seit Laufalter	14.10.2013	12,00	W	Li.	5	Fibulärer Längsdefekt Typ 1 b
8	26.12.1996	* Seit Laufalter	21.10.2013	15,83	M	Li.	6	Neurofibromatose Typ I mit kongenitaler Unterschenkel pseudarthrose
9	20.11.1996	* Seit Laufalter	12.11.2013	15,75	M	Li.	2	Neurofibromatose Typ I mit kongenitaler Unterschenkel pseudarthrose
10	14.06.1996	* Seit Laufalter	02.10.2013	16,33	M	Re.	4	Kongenitaler Femur- und Fibuladefekt
11	26.04.1995	* Seit Laufalter bis 16.12.10	21.10.2013	14,76	M	Re.	10	Lähmungsknickfuß Fallfuß mit Pes adductus bei Neurofibromatose Typ I
12	24.04.1995	01.2005	08.10.2013	8,83	M	Li.	3	Ewingsarkom der diaphysären Tibia

## Anhang II Klinische Befunde des Untersuchungsguts

**Tab. II.1:** Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der BLD, der Beinlänge, der Oberschenkel­länge und der Unterschenkel­länge auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung, Jahre	BLD, cm (im Stehen)		Beinlänge, cm (im Liegen)		Oberschenkel­länge, cm		Unterschenkel­länge, cm	
			Path.	Gesund	Path.	Gesund	Path.	Gesund	Path.	Gesund
1	W	4,33	2	-----	44	46	29	29	16	18
2	M	6	3	-----	59	62	37	37,5	24	26,5
3	M	6,67	9	-----	50,5	59,5	35,5	36,5	15	23
4	M	8,42	3	-----	59	62	37	37,5	24	26,5
5	M	11,92	32	-----	54	86	54	49	0	37
6	W	12	2	-----	78	80	46,5	46,5	31,5	33,5
7	W	13	13	-----	70	83	43	49	27	34
8	M	16,83	5	-----	75	80	43,5	46	31,5	34
9	M	17	4	-----	89	93	51	51	38	42
10	M	17,42	4	-----	89	93	51	51	38	42
11	M	18,5	1	-----	87	88	49	49	38	39
12	M	18,5	16	-----	82	98	50	52	32	46
<b>Median</b>			4	-----	72	81,5	45	47,75	29,25	34
<b>Minimalwert</b>			1	-----	44	46	29	29	0	18
<b>Maximalwert</b>			32	-----	89	98	54	52	38	36

**Tab. II.2:** Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der Hüftbeweglichkeit auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung	Hüftgelenke, Grad											
			Streckung / Beugung			Abspreizen / Anführen			Drehung auswärts / einwärts (in Bauchlage, Hüfte gestreckt)			Drehung auswärts / einwärts (in Rückenlage, Hüfte gebeugt)		
			Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund
1	W	4,33	10/0/135	19/0/118	10/0/135	55/0/30	43/0/15	60/0/30	0/0/75	42/0/42	0/0/75	0/0/75	44/0/40	0/0/75
2	M	6	10/0/135	19/0/118	10/0/135	55/0/30	43/0/15	60/0/30	0/0/75	42/0/42	0/0/75	0/0/75	44/0/40	0/0/75
3	M	6,67	20/0/160	19/0/118	20/0/160	60/0/35	43/0/15	60/0/35	50/0/50	42/0/42	40/0/50	50/0/50	44/0/40	40/0/50
4	M	8,42	10/0/135	19/0/118	10/0/135	55/0/30	43/0/15	60/0/30	0/0/75	42/0/42	0/0/60	0/0/75	44/0/40	0/0/60
5	M	11,92	20/0/135	15/0/113	20/0/135	60/0/30	34/0/14	45/0/30	50/0/60	39/0/36	60/0/40	50/0/60	40/0/35	60/0/30
6	W	12	20/0/145	22/0/120	20/0/145	20/0/55	44/0/17	20/0/55	10/0/75	44/0/42	40/0/55	10/0/75	46/0/35	40/0/55
7	W	13	20/0/130	22/0/120	20/0/145	40/0/40	44/0/17	45/0/40	20/0/60	44/0/42	45/0/45	20/0/60	46/0/35	45/0/45
8	M	16,83	20/0/135	15/0/113	20/0/140	40/0/40	34/0/14	45/0/40	20/0/60	39/0/36	40/0/45	20/0/60	40/0/35	45/0/45
9	M	17	20/0/130	15/0/113	20/0/145	40/0/40	34/0/14	45/0/40	20/0/60	39/0/36	45/0/45	20/0/60	40/0/35	45/0/45
10	M	17,42	20/0/130	15/0/113	20/0/145	40/0/40	34/0/14	45/0/40	20/0/60	39/0/36	45/0/45	20/0/60	40/0/35	45/0/45
11	M	18,5	20/0/135	15/0/113	20/0/135	60/0/30	34/0/14	45/0/30	50/0/60	39/0/36	60/0/40	50/0/60	40/0/35	60/0/30
12	M	18,5	10/0/145	15/0/113	10/0/145	60/0/30	34/0/14	65/0/40	5/0/90	39/0/36	20/0/80	5/0/90	40/0/35	20/0/80
<b>Median</b>			20/0/135	17/0/115,5	20/0/142,5	55/0/32,5	38,5/0/14,5	45/0/37,5	20/0/60	40,5/0/39	40/0/47,5	20/0/60	42/0/35	42/0/47,5
<b>Minimalwert</b>			10/0/130	15/0/113	10/0/135	20/0/30	34/0/14	20/0/30	0/0/50	39/0/36	0/0/40	0/0/50	40/0/35	0/0/30
<b>Maximalwert</b>			20/0/160	22/0/120	20/0/160	60/0/55	44/0/17	65/0/55	50/0/90	44/0/42	60/0/80	50/0/90	46/0/40	60/0/80

**Tab. II.3:** Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung, Fußlänge sowie der Werte der Umfangmaße auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung	Umfangmaße, cm									
			Fußlänge		20 cm oberhalb Kniegelenkspalt		10 cm oberhalb Kniegelenkspalt		Kniescheibenmitte		15 cm unterhalb Kniegelenkspalt	
			Path.	Gesund	Path.	Gesund	Path.	Gesund	Path.	Gesund	Path.	Gesund
1	W	4,33	13,0	14,0	25,0	26,0	22,0	22,0	19,0	21,0	18,0	19,0
2	M	6	15,0	16,0	28,0	28,0	24,0	24,0	22,0	23,0	20,0	21,0
3	M	6,67	13,0	19,0	38,0	38,0	31,0	31,0	27,0	27,0	21,0	27,0
4	M	8,42	15,0	16,0	38,0	38,0	31,0	31,0	27,0	27,0	21,0	27,0
5	M	11,92	0	27,5	0	51,0	0	43,0	0	42,0	0	37,0
6	W	12	20,0	22,0	42,0	42,0	35,0	35,0	31,0	31,0	26,0	29,0
7	W	13	17,0	22,0	35,5	36,5	34,0	34,5	31,0	32,0	21,0	30,0
8	M	16,83	21,5	23,0	37,0	43,0	35,0	41,0	29,0	32,0	22,0	31,0
9	M	17	21,0	23,5	43,0	46,0	40,0	43,0	36,0	38,0	30,0	34,0
10	M	17,42	21,0	23,5	43,0	46,0	40,0	43,0	36,0	38,0	30,0	34,0
11	M	18,5	23,0	24,0	45,0	48,0	43,0	45,0	35,0	35,0	72,0	72,0
12	M	18,5	20,5	24,0	40,0	45,0	45,0	50,0	34,0	39,0	21,5	35,0
<b>Median</b>			18,5	22,5	38	42,5	34,5	38	30	32	21,25	30,5
<b>Minimalwert</b>			0	14	0	26	0	22	0	21	0	19
<b>Maximalwert</b>			23	27,5	45	51	45	50	36	42	72	72

**Tab. II.4:** Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der Umfangmaße auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung	Umfangmaße, cm							
			Fessel		Knöchel		Mittelfuß		Vorfußballen	
			Path.	Gesund	Path.	Gesund	Path.	Gesund	Path.	Gesund
1	W	4,33	14	15	15	16	14	15	16	16
2	M	6	16	17	17	18	16	17	18	18
3	M	6,67	17	19	21	23	15	19	15	20
4	M	8,42	17	19	21	23	15	19	15	20
5	M	11,92	0	25,5	0	30	0	31	0	25
6	W	12	22	23	23	24	20	22	21	23
7	W	13	18,5	20	21,5	26,5	18	21,5	17	20,5
8	M	16,83	19	24	22	25	20	24	19	23
9	M	17	19	24	23	27	21	25	18	23
10	M	17,42	19	24	23	27	21	25	18	23
11	M	18,5	24	24	25	25	24	24	25	25
12	M	18,5	17	20	23	24	21	23	20	23
<b>Median</b>			17,75	21,5	21,75	24,5	19	22,5	18	23
<b>Minimalwert</b>			0	15	0	16	0	15	0	16
<b>Maximalwert</b>			24	25,5	25	30	24	31	25	25

## Anhang III Radiologische Befunde des Untersuchungsguts

### Messwerte den Schenkelhals betreffend

**Tab. III.1:** Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte des pCCD-Winkels und der LTA auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung	pCCD-Winkel (°)			LTA (cm)		
			Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund
1	W	4,33	142,22	152	136,19	5	4	3,76
2	M	6	163,37	140	142,21	7,53	4,8	5,92
3	M	6,67	166,37	150	136,1	8,84	5,2	7,3
4	M	8,42	156,31	141	146,98	7,7	5,2	5,87
5	M	11,92	156,8	142	133,02	11,32	5,5	9,61
6	W	12	145,4	138	141,46	7,54	6	6,48
7	W	13	131,05	136	128,08	8,37	6,6	7,52
8	M	16,83	138,59	135	127,52	9,9	7	8,57
9	M	17	157,32	134	125,85	11,61	7	8,97
10	M	17,42	157,78	134	143,55	10,28	7,5	9,56
11	M	18,5	137,22	133	132,97	9,15	7,5	6,87
12	M	18,5	143,55	133	136,91	10,34	7,5	8,66
<b>Median</b>			150,86	137	136,15	8,99	6,3	7,41
<b>Minimalwert</b>			131,05	133	125,85	5	4	3,76
<b>Maximalwert</b>			166,37	152	146,98	11,61	7,5	9,61

## Messwerte das Acetabulum betreffend

**Tab. III.2:** Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der Sharp-Ullmann, AC- und CE-Winkel der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung	Sharp-Ullmann Winkel (°)			AC-Winkel (°)			CE-Winkel (°)		
			Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund
1	W	4,33	51,82	46	47,28	22,54	20	15,81	11,24	22	15,76
2	M	6	52,04	46	48,18	20,33	17	19,34	21,32	25	22,51
3	M	6,67	46,53	46	44,67	17,28	15	16,35	22,23	25	23,00
4	M	8,42	52,41	46	49,16	19,72	15	18,69	21,40	25	30,65
5	M	11,92	47,21	46	39,62	20,63	15	10,34	36,22	25	40,52
6	W	12	47,77	46	45,41	21,06	8	14,50	32,57	32	36,49
7	W	13	46,43	46	44,34	10,47	11	8,44	34,17	32	33,37
8	M	16,83	43,33	44	40,62	14,45	10	11,26	29,40	32	49,52
9	M	17	47,87	44	36,17	14,19	9	10,21	38,97	32	59,56
10	M	17,42	43,01	44	37,44	20,86	9	17,84	40,01	32	15,72
11	M	18,5	39,51	42	29,85	12,66	10	7,24	45,77	32	45,92
12	M	18,5	49,21	42	39,27	16,25	7	15,45	33,92	32	37,55
<b>Median</b>			47,49	46	42,48	18,5	10,5	14,98	33,25	32	34,93
<b>Minimalwert</b>			39,51	42	29,85	10,47	7	7,24	11,24	22	15,72
<b>Maximalwert</b>			52,41	46	49,16	22,54	20	19,34	45,77	32	59,56

**Tab. III.3:** Patientenaufstellung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der TDD und MP-Quotient der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung	TDD (cm)			MP (%)		
			Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund
1	W	4,33	0,65	0,88	0,52	27,2	10	22,57
2	M	6	1	0,88	0,72	6,73	10	12,68
3	M	6,67	1,21	0,88	0,75	22,94	10	15,46
4	M	8,42	0,79	0,88	0,79	13,33	10	19,49
5	M	11,92	0,79	0,88	0,79	13,94	10	14,85
6	W	12	0,63	0,88	0,63	14,25	10	12,74
7	W	13	0,59	0,88	0,7	15,95	10	12,33
8	M	16,83	0,71	0,88	0,92	11,69	10	23,2
9	M	17	1,26	0,88	0,88	4,81	10	17,34
10	M	17,42	0,76	0,88	0,8	10,94	10	30,94
11	M	18,5	0,72	0,88	0,68	6,46	10	11,45
12	M	18,5	1,05	0,88	0,68	15,16	10	21,1
<b>Median</b>			0,78	0,88	0,74	13,63	10	16,4
<b>Minimalwert</b>			0,59	0,88	0,52	4,81	10	11,45
<b>Maximalwert</b>			1,26	0,88	0,92	27,2	10	30,94

## Messwerte die Epiphyse betreffend

**Tab. III.4:** Patientenaufstellung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der EY-, KE- und KF-Winkel der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.

Rang	Geschlecht	Alter bei Untersuchung	EY-Winkel (°)			KE-Winkel (°)			KF-Winkel (°)		
			Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund	Path.	Norm.	Gesund
1	W	4,33	17,55	13	20,38	14,91	17	12,89	73,28	74	65,17
2	M	6	8,02	14	10,51	10,55	17	27,44	86,01	70	70,41
3	M	6,67	9,75	15	5,42	11,90	17	7,26	80,22	72	84,85
4	M	8,42	18,43	15	11,52	15,90	17	12,97	80,26	68	65,45
5	M	11,92	23,53	15	26,01	7,44	17	17,30	73,16	68	60,41
6	W	12	21,67	17	26,74	5,58	17	8,06	61,72	65	58,75
7	W	13	25,19	23	21,80	15,43	17	14,76	65,66	61	52,05
8	M	16,83	25,72	24	10,00	19,79	17	21,93	66,21	61	51,94
9	M	17	15,13	24	14,65	10,93	17	22,19	84,47	61	56,38
10	M	17,42	18,00	23	19,52	19,35	17	18,04	89,83	61	71,14
11	M	18,5	17,71	24	27,96	17,19	17	19,21	60,84	60	56,03
12	M	18,5	8,40	24	19,56	24,67	17	15,35	77,18	62	63,01
<b>Median</b>			17,86	20	19,54	15,17	17	16,33	75,23	63,5	61,71
<b>Minimalwert</b>			8,02	13	5,42	5,28	17	7,26	60,84	60	51,94
<b>Maximalwert</b>			25,72	24	27,96	24,67	17	27,44	89,83	74	84,85

#### Anhang IV Untersuchungsbogen



### **Pathogenese der Entlastungs-Coxa-Valga und Entlastungsdysplasie Ganganalytische Studie bei ortetisch und prothetisch versorgten Kinder**

Name:

Vorname:

Geburtsdatum:

Alter bei Untersuchung:

Alter bei Diagnosestellung:

Erkrankungszeitraum:

Geschlecht:      männlich ☐      weiblich ☐

**Diagnose:**

**Seite:**

**Anamnese:**

**Klinische Untersuchungen:**

**Größe:**

**Gewicht:**

**BMI:**



### **UCLA-Aktivitätsscore Fragebogen**

Schätzen Sie bitte ihre derzeitige Leistungsfähigkeit ein.

Bitte nur einen Punkt ankreuzen!

10. Ich nehme im großen Umfang an Kontaktsportarten wie Turnen, Joggen, Tennis, Skifahren, Fußball oder starker körperlicher Arbeit teil.  
☐

9. Ich nehme gelegentlich an den unter Punkt 1. genannten Aktivitäten teil.  
☐

8. Ich nehme regelmäßig an sportlichen (Vereins-)Aktivitäten wie Kegeln/Bowling, Golf oder einem Mannschaftssport teil. ☐

7. Ich nehme gelegentliche an sportlichen Aktivitäten wie Radfahren teil.  
☐

6. Ich nehme regelmäßig an gemäßigten Aktivitäten wie Schwimmen und unbegrenzter Haus- bzw. Gartenarbeit teil. ☐

5. Ich nehme gelegentlich an gemäßigten Aktivitäten wie unter 5 genannt teil.  
☐

4. Ich nehme regelmäßig an gemäßigten Aktivitäten wie Spazierengehen oder begrenzter Gartenarbeit teil. ☐

3. Ich nehme gelegentlich an den unter Punkt 7. genannten Aktivitäten teil.  
☐

2. Ich bin größtenteils inaktiv und auf die minimalen Aktivitäten des täglichen Lebens beschränkt. ☐

1. Ich bin absolut inaktiv, bettlägerig oder nicht in der Lage das Haus zu verlassen.  
☐



### Klinisches Messblatt für untere Gliedmaßen

	Rechts	Links
<b>BLD in cm (im Stehen)</b>		
<b>Beinlänge in cm (im Liegen)</b>		
- Oberschenkellänge		
- Unterschenkellänge		
<b><u>Hüftgelenke:</u></b>		
- Streckung / Beugung		
- Abspreizen / Anführen		
- Drehung auswärts / einwärts (in Bauchlage, Hüfte gestreckt)		
- Drehung auswärts / einwärts (in Rückenlage, Hüfte gebeugt)		
<b>Fußlänge</b>		
<b>Umfangmaße in cm</b>		
- 20 cm oberhalb Kniegelenkspalt		
- 10 cm oberhalb Kniegelenkspalt		
- Kniescheibenmitte		
- 15 cm unterhalb Kniegelenkspalt		
- Fessel		
- Knöchel		
- Mittelfuß		
- Vorfußballen		

### Radiologisches Messblatt für Hüfte (BÜS):

	Rechts	Links
Sharp-Ullmann Winkel		
AC Winkel		
CE-Winkel		
Tränenfigur-Abstand (TDD)		
Migration Percentage		
EY-Winkel		
KE-Winkel		
KF-Winkel		
pCCD-Winkel		
Articulo-trochanteric Distance (LTA)		



### Instrumentelle Ganganalyse:

Ganggeschwindigkeit:

Weg-Zeit:

<b>Gangzyklus</b>	Rechts	Links
Schrittweite		
Schrittlänge		
Schrittzeit		
Standphase		
Stoßdämpfungsphase		
Mittlere Standphase		
Abstoßphase		
Schwungphase		
Doppelstandphase		
Doppelschrittlänge		
Doppelschrittzeit		
Kadenz		

<b>Bodenreaktionskräfte</b>	Rechts	Links
Körperschwerpunkt		
Maximalkraft, N (Vorfuß, Mittelfuß, Ferse)		
Zeit Maximalkraft, % der Standphase (Vorfuß, Mittelfuß, Ferse)		
Maximaldruck, N/cm <sup>2</sup> (Vorfuß, Mittelfuß, Ferse)		
Wechsel Rückfuß nach Vorfuß, sek		
Wechsel Rückfuß nach Vorfuß, %		

<b>Kinematische Ganganalyse</b>	Rechts	Links
Beckenkipfung		
Beckenrotation		
Oberschenkel ante		
Oberschenkeladduktion		
Oberschenkelrotation		
Kniebeugung		
Dorsales Flexion des Fußes		
Fußrotation		

## Anhang V Aufklärungsbogen und Einwilligungserklärung



Schwerpunkt Kinderorthopädie  
Leiter: Prof. Dr. med. B. Heimkes

Patientenanmeldung  
Herr Werth  
Tel (089) 7095 – 3920  
Fax (089) 7095 – 3932

Sekretariat Frau Brückner  
Tel (089) 7095 – 3931  
Fax (089) 7095 – 3934

KIGA  
Prof.H./br

28.10.2013

Spezialsprechstunden für:

- kindliche Hüfterkrankungen (Prof. Dr. Heimkes)
- neuroorthopädische Erkrankungen (Prof. Dr. Heimkes)
- angeborene und erworbene Fußdeformitäten (Dr. Utzschneider)
- arthroskopische Operationen (Prof. Dr. Müller, Dr. Utzschneider)

Sehr verehrte/r .....  
Sehr verehrte Eltern,

Seit vielen Jahren stellst Du dich immer wieder mit deinen Eltern in der Orthesensprechstunde der Kinderambulanz Großhadern vor, um die von Dir getragene Orthese erneuern, verlängern oder reparieren zu lassen. Bei diesen Vorstellungen bist Du regelmäßig von einem unserer Doktoren untersucht und neu vermessen worden, in größeren Abständen war auch eine Röntgenkontrolle erforderlich.

Wir bitten Dich und Deine Eltern nun, bei der nächsten Routinekontrolle etwas mehr Zeit mitzubringen, weil wir Dich zu diesem Zeitpunkt zu einer Zusatzuntersuchung einladen möchten. Seit neuestem besitzen wir ein Ganganalyselabor mit einem Laufband, wie Du es vielleicht schon einmal in einem Sportgeschäft gesehen hast, das Laufschuhe verkauft. Im Unterschied zu diesen einfachen Messlaufbändern dient unser Gerät nicht zum Schuhverkauf, es vermisst vielmehr ganz genau, wie du mit deiner Orthese gehst. Es entstehen dabei im angeschlossenen Computer Kurven, die uns und Dir genau sagen, ob Du deine Beine unterschiedlich stark belastest oder ob Du diese beim Gehen stärker verdrehst.

**Die Untersuchung im Ganganalyselabor ist völlig harmlos, da du durch eine begleitende Aufhängung gegen Stürze gesichert bist, sie ist ohne irgendeine Strahlenbelastung und absolut schmerzfrei.** Du erhältst sogenannte Sensoren aufgeklebt, das sind kleine Sender, die deine Bewegungen an den Computer weitermelden, während du auf dem Laufband ganz normal gehst. Mit dem Aufkleben dauert die gesamte Untersuchung ungefähr 20 Minuten. **Zur Durchführung der Studie sind keine zusätzlichen Röntgenaufnahmen erforderlich, wir können hier genügend Information aus älteren Aufnahmen gewinnen, die im Rahmen der Vorbehandlung notwendig wurden.**

Direktor der Klinik: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Das Klinikum der Universität München ist eine Anstalt des öffentlichen Rechts.

Vorstand: Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. Karl-Walter Jauch (Vorsitz), Kaufmännischer Direktor: Gerd Koslowski,

Pflegedirektor: Peter Jacobs, Vertreter der Medizinischen Fakultät: Prof. Dr. Dr. h.c. Maximilian Reiser (Dekan)

Institutionskennzeichen: 260 914 050, Umsatzsteuer-Identifikationsnummer gemäß §27a Umsatzsteuergesetz: DE 813 536 017

Mit den gewonnenen Ergebnissen wollen wir in einer Studie mit dem Titel:

**„Ganganalytische Studie zur Entlastungs-Coxa valga (antetorta) orthetisch oder prothetisch versorgter Kinder“**

herausfinden, ob und wie sich dein Gangbild von einem Kind unterscheidet, das keine Orthese trägt. Wir wollen insbesondere danach suchen, ob es Möglichkeiten gibt, die bei Dir bestehende Hüftverformung zu erklären und dann gering zu halten, zum Beispiel durch eine begleitende Krankengymnastik oder durch einen anderen Aufbau der Orthese.

Als Zweites bitten wir Dich, zusammen mit Deinen Eltern den mitversandten Fragebogen anzusehen, die gestellten Fragen zu beantworten und den ausgefüllten Fragebogen zur nächsten Untersuchung mitzubringen. Aus den gestellten Fragen wollen wir erkennen, wie sich die Orthese auf dein Alltagsleben auswirkt.

Die Untersuchung im Ganganalyselabor ist absolut freiwillig und wenn Du sie nicht durchführen willst, entstehen Dir in der Behandlung selbstverständlich keine Nachteile. Bei der Studie werden alle Vorschriften über die ärztliche Schweigepflicht und den Datenschutz streng eingehalten. Alle Daten über Dich und über die Untersuchungsergebnisse werden nur in verschlüsselter (sogenannter pseudonymisierter) Form ausgewertet, das heißt, bei der Auswertung der Ergebnisse liegen weder dein Name noch dein exaktes Geburtsdatum vor. Solltest Du oder Deine Eltern im Nachhinein Bedenken haben, deine Daten auswerten zu lassen, dann werden alle erhobenen Daten einschließlich der ausgefüllten Fragebögen vernichtet.

Deine Originaldaten und den Verschlüsselungscode dürfen nur zwei ärztliche Mitarbeiter unseres Kinderorthopädischen Schwerpunkts, Herr Prof. Heimkes und Herr Dr. Günther einsehen. Die gewonnen Daten werden fünf Jahre im Klinikum Großhadern aufbewahrt und dann vernichtet.

Wenn die durchgeführte Studie wichtige Ergebnisse erbringt, die wir weitersagen sollten, dann werden wir diese in einer Fachzeitschrift veröffentlichen. Für diese Veröffentlichung gilt dasselbe, was für die Studie selbst gilt. Es wird also darin niemand erkennen können, dass Du an der Studie teilgenommen hast und dass deine Daten in die Studie mit aufgenommen wurden.

**Da die Ganganalyse im Rahmen einer von Dir wahrgenommenen Routineuntersuchung durchgeführt wird, und, wie oben geschildert, nach menschlichem Ermessen risikolos ist, wurde für die Untersuchung keine verschuldenunabhängige und keine Wege-Unfall-Versicherung abgeschlossen.**

Wir würden uns sehr freuen, wenn Du bei der Ganganalyse mitmachen würdest. Solltest Du noch weitere Fragen haben, dann ruf einfach bei Herrn Professor Heimkes (089 7095 3920) an.

Prof. Dr. Bernhard Heimkes

**„Ganganalytische Studie zur Entlastungs-Coxa valga (antetorta) orthetisch oder  
prothetisch versorgter Kinder“**

**Einwilligungserklärung**

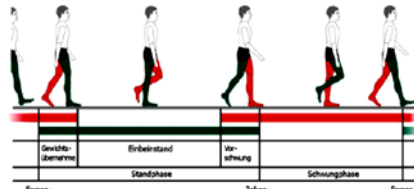
Mit der Durchführung der vorgeschlagenen Ganganalyse und der oben beschriebenen  
Studiendurchführung bin ich einverstanden

München, den.....Unterschrift Patient

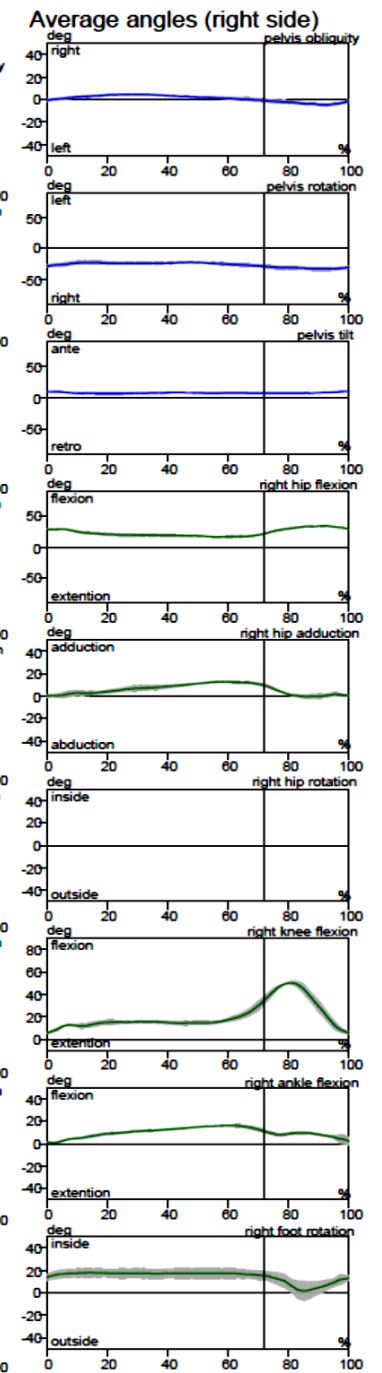
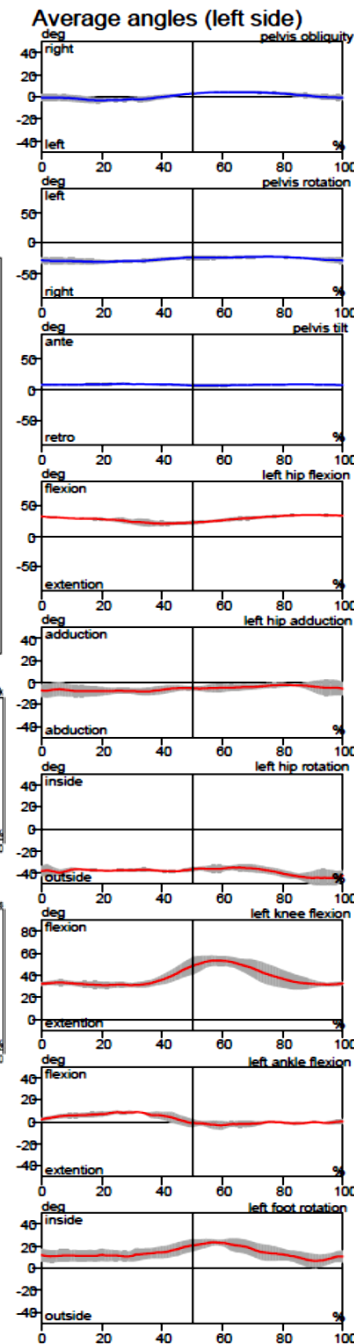
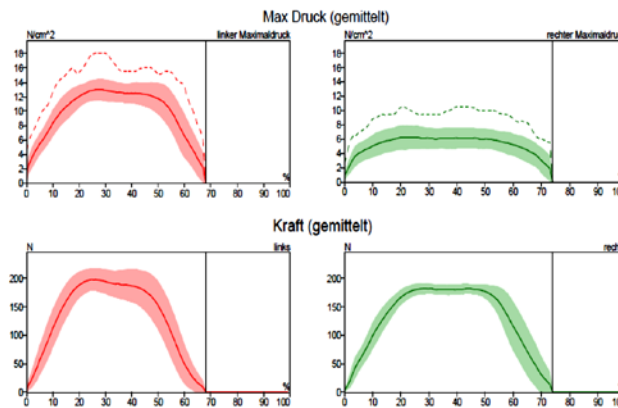
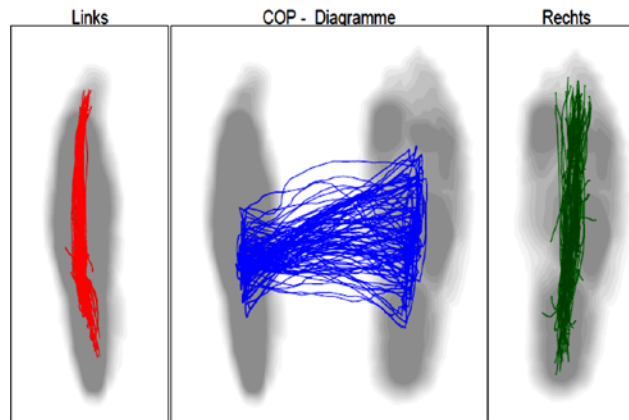
Mit der Durchführung der vorgeschlagenen Ganganalyse und der oben beschriebenen  
Studiendurchführung bin ich einverstanden

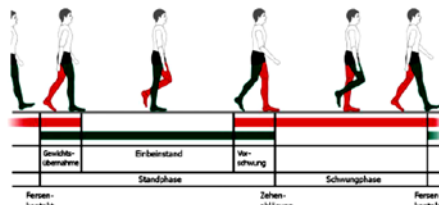
München, den.....Unterschrift der Erziehungsberechtigten

## Anhang VII Einzelberichte der Ganganalyse des Untersuchungsgutes

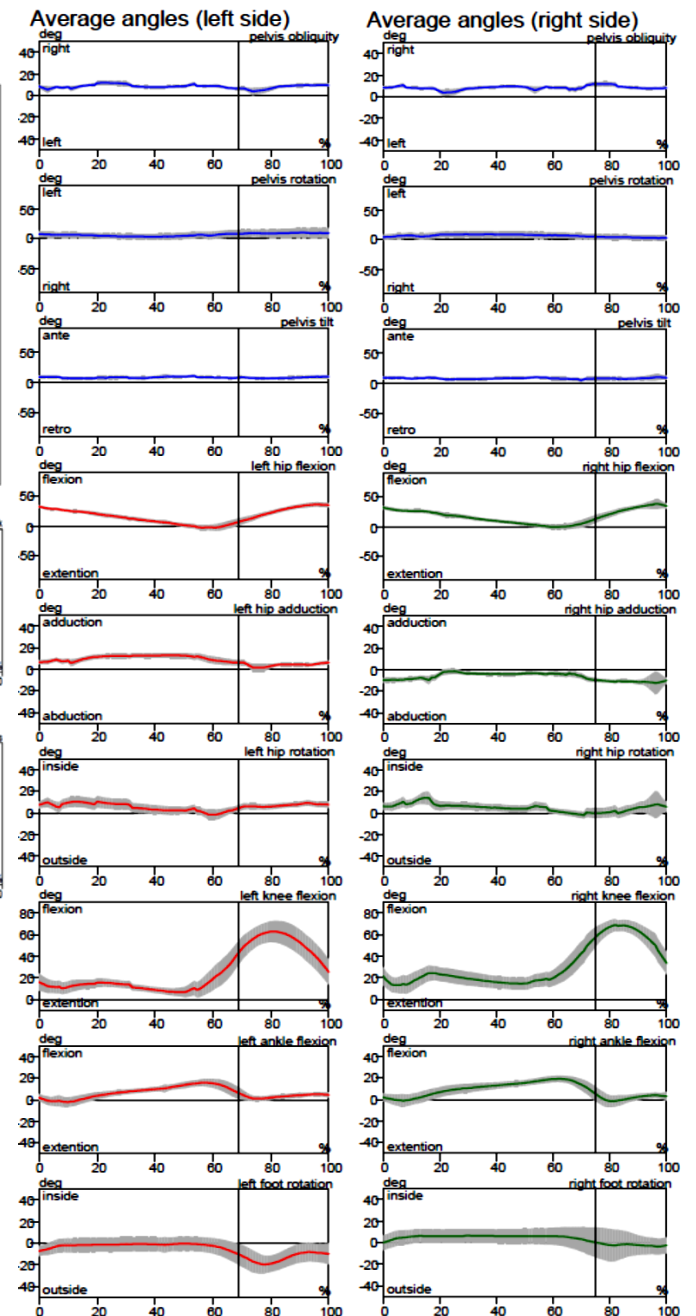
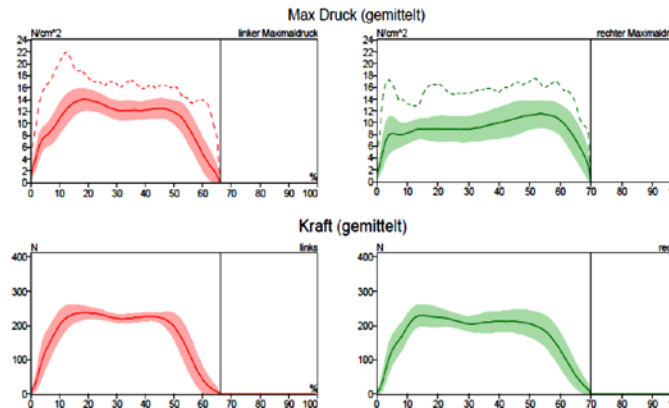
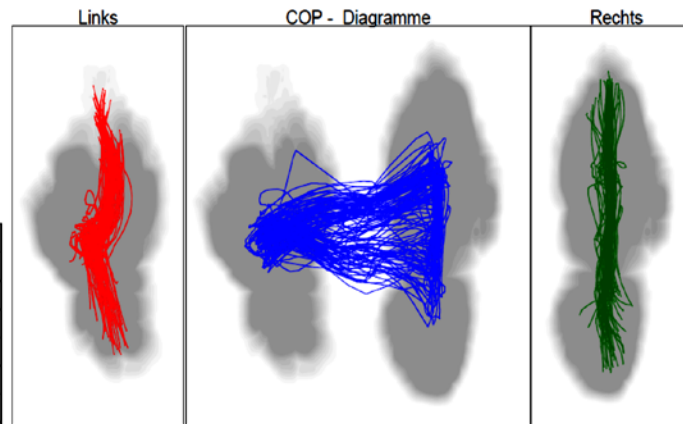


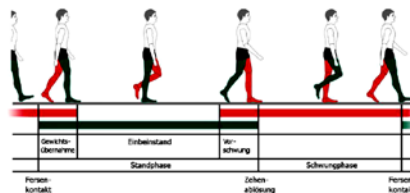
Fußrotation, grad	Links	9.4+/-5.2	
	Rechts	1.0+/-4.1	
Schrittlänge, cm	Links	14+/-2	
	Rechts	14+/-3	
Schrittlänge (Step length), cm	Links	17+/-3	
	Rechts	17+/-3	
Schrittzeit (Step time), sek	Links	0.66+/-0.06	
	Rechts	0.58+/-0.05	
Standphase (Stance phase), %	Links	67.8+/-3.4	
	Rechts	73.5+/-3.9	
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	20.6+/-3.0	
	Rechts	20.8+/-2.4	
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	26.5+/-3.9	
	Rechts	32.2+/-3.2	
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	20.8+/-2.4	
	Rechts	20.6+/-3.0	
Schwingphase (Swing phase), %	Links	32.2+/-3.4	
	Rechts	26.5+/-3.9	
Doppelstandphase (Double support), %		41.3+/-3.9	
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		31+/-4	
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		1.24+/-0.06	
Kadenz (Cadence), Schrittl/min		97+/-6	
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		0.9+/-0.1	



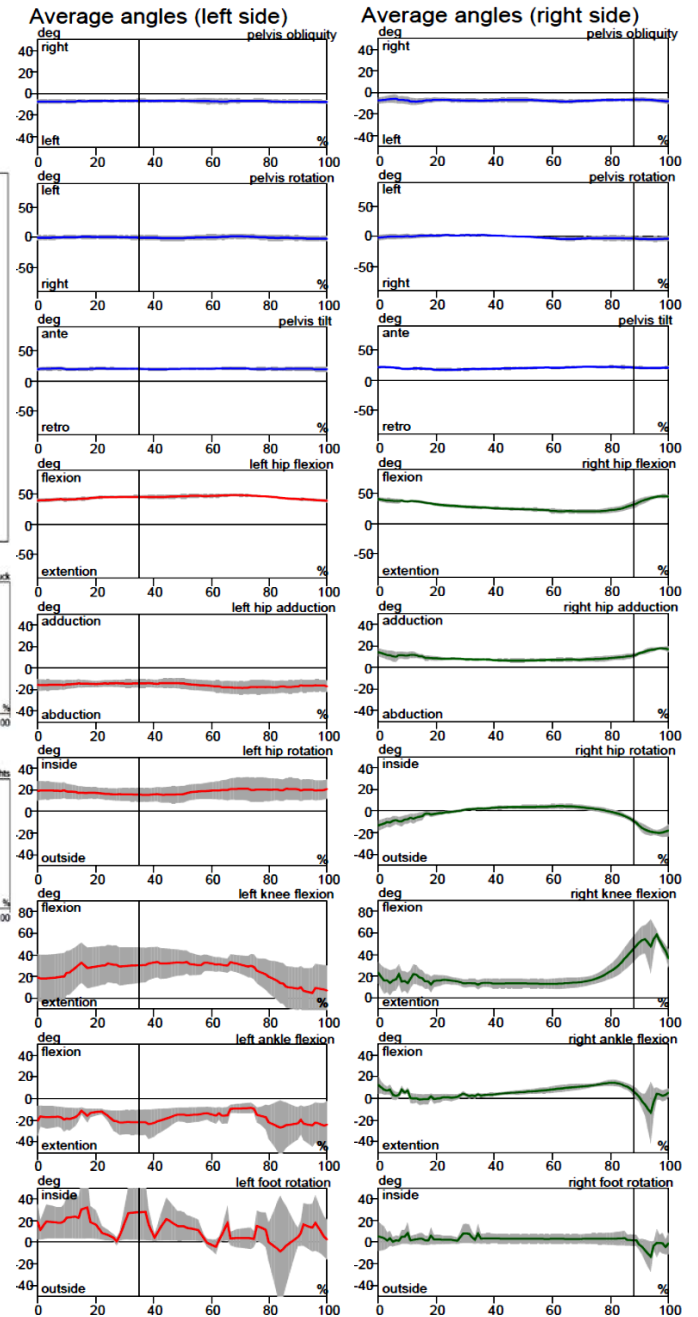
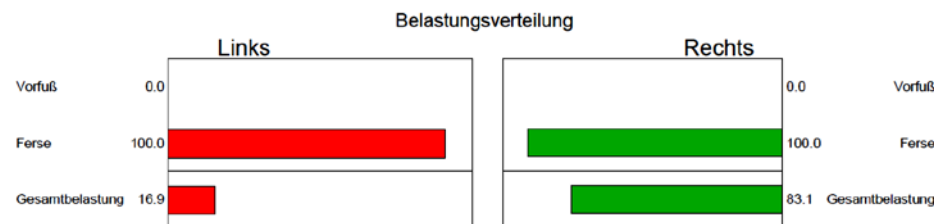
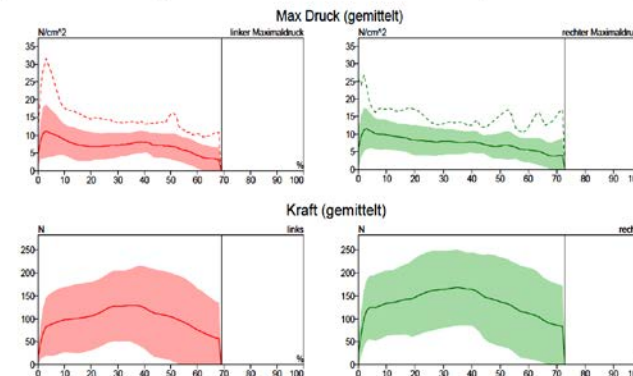
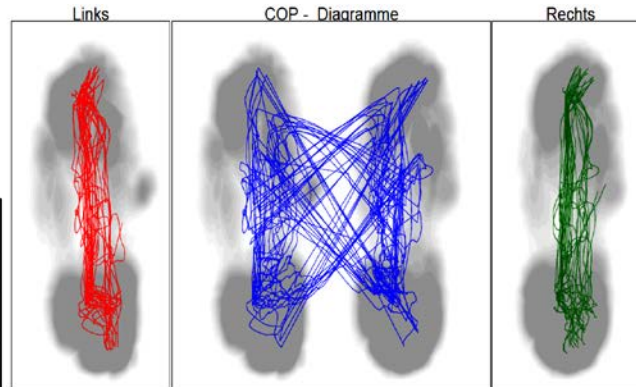


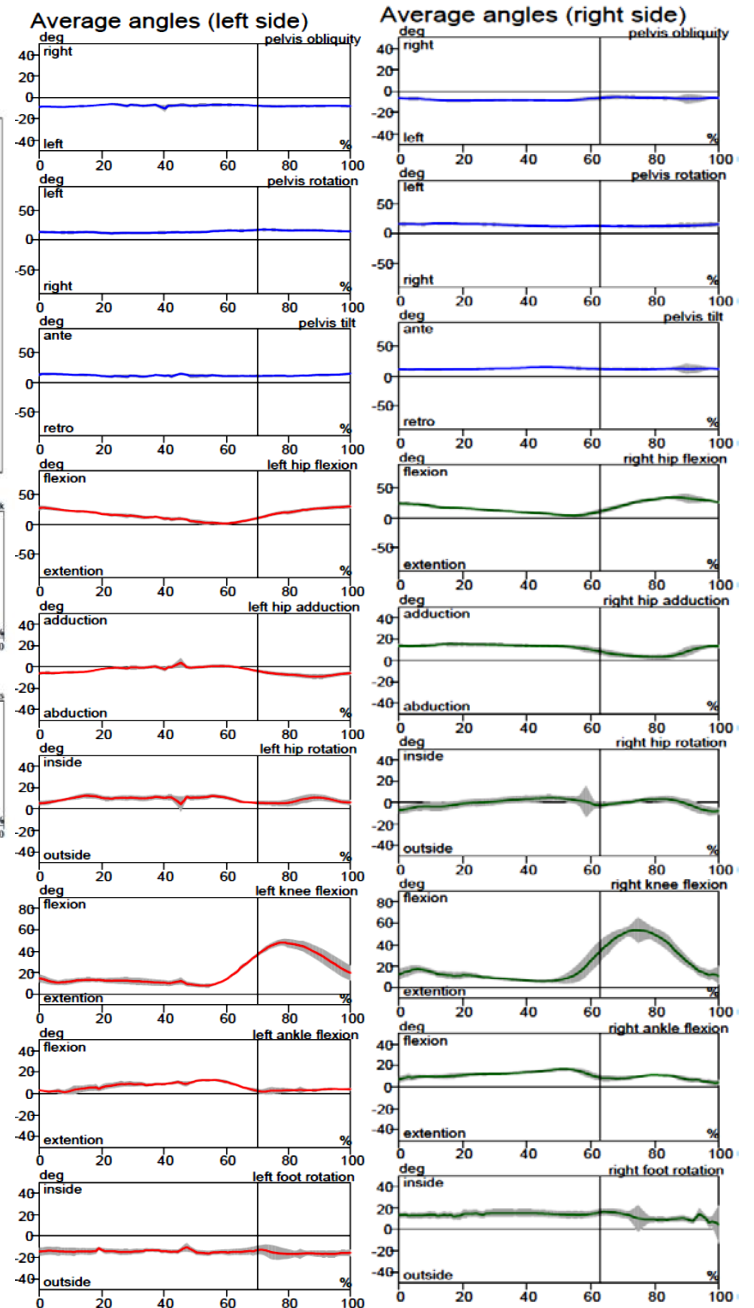
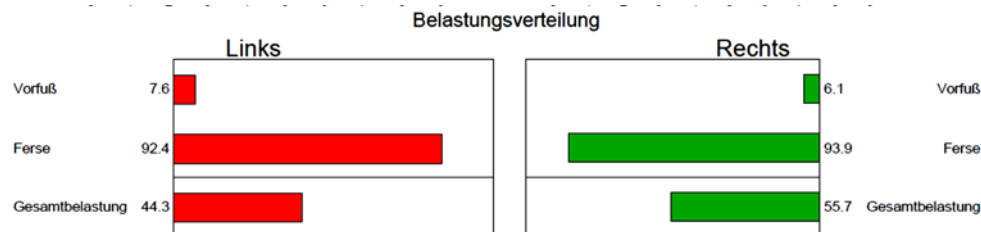
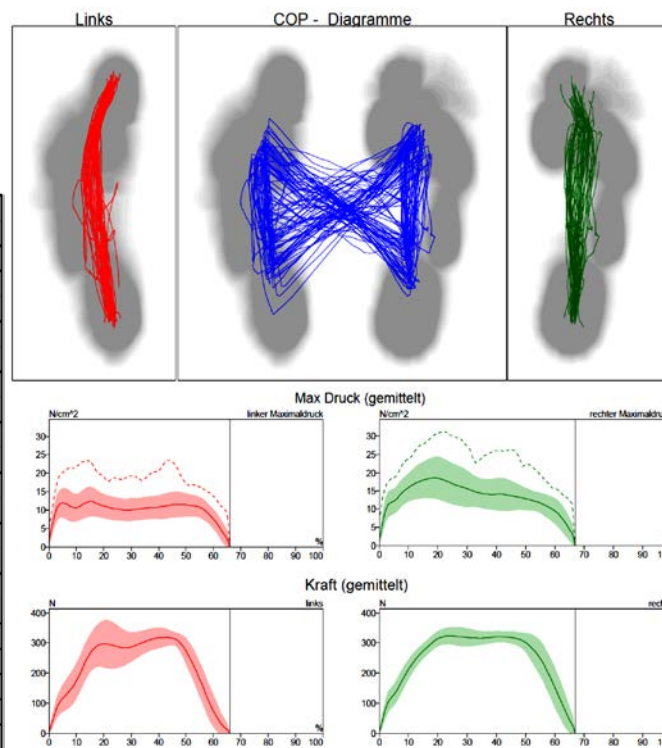
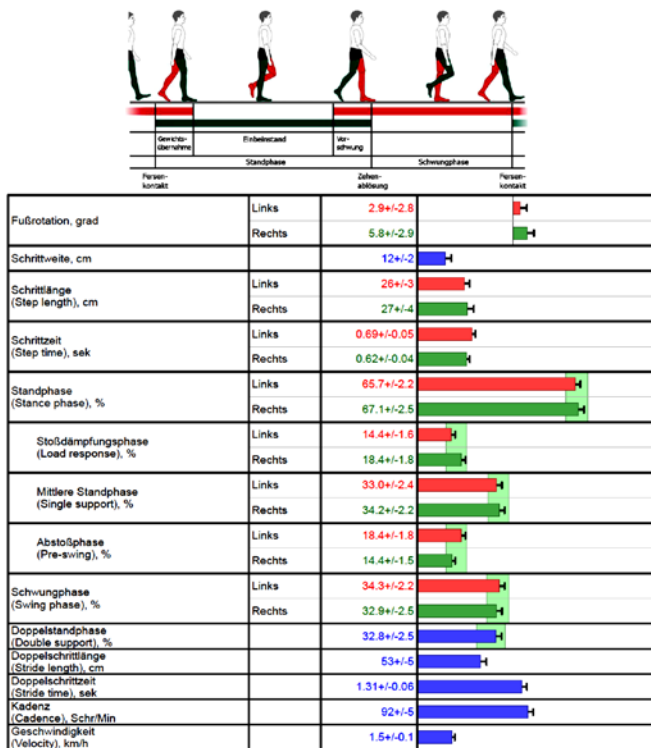
Fußrotation, grad	Links	2.5 +/- 3.4	
	Rechts	6.3 +/- 4.1	
Schrittlänge, cm		13 +/- 3	
Schrittlänge (Step length), cm	Links	31 +/- 4	
	Rechts	28 +/- 4	
Schritzeit (Step time), sek	Links	0.50 +/- 0.04	
	Rechts	0.46 +/- 0.04	
Standphase (Stance phase), %	Links	65.8 +/- 3.5	
	Rechts	70.0 +/- 3.8	
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	18.2 +/- 2.7	
	Rechts	17.6 +/- 2.9	
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	29.9 +/- 4.0	
	Rechts	34.2 +/- 3.6	
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	17.6 +/- 3.1	
	Rechts	18.2 +/- 2.7	
Schwingphase (Swing phase), %	Links	34.2 +/- 3.5	
	Rechts	30.0 +/- 3.8	
Doppelstandphase (Double support), %		35.8 +/- 3.9	
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		58 +/- 6	
Doppelschritzeit (Stride time), sek		0.96 +/- 0.06	
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		126 +/- 8	
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		2.2 +/- 0.2	

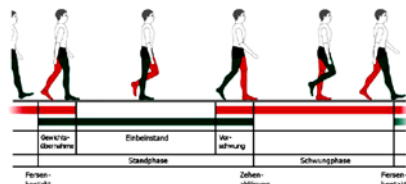




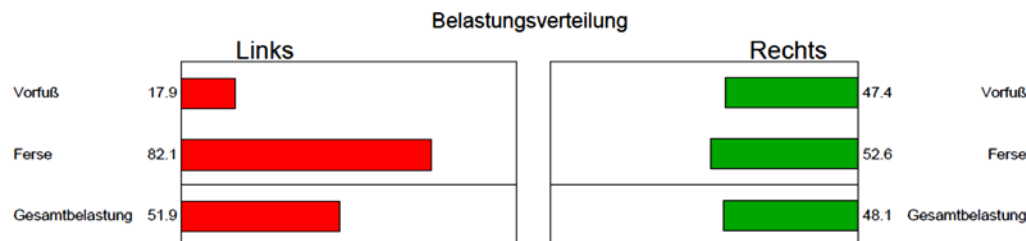
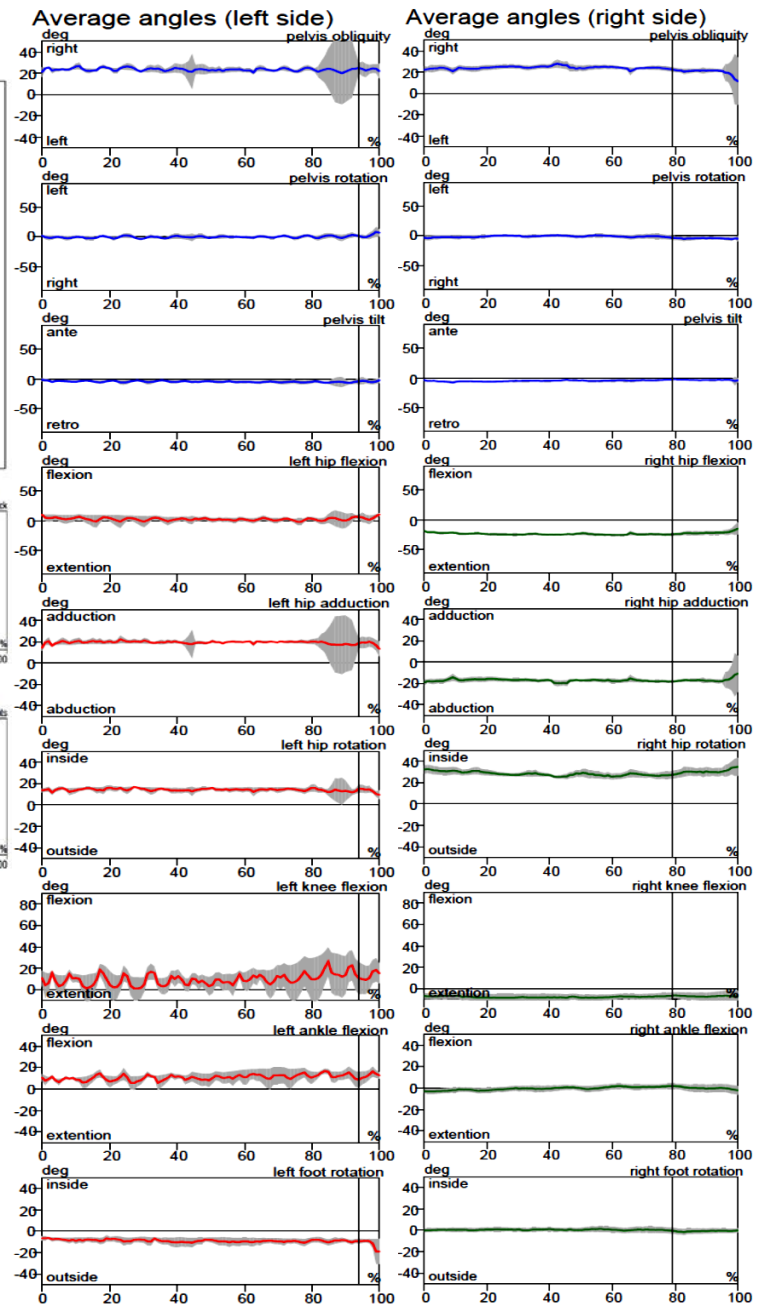
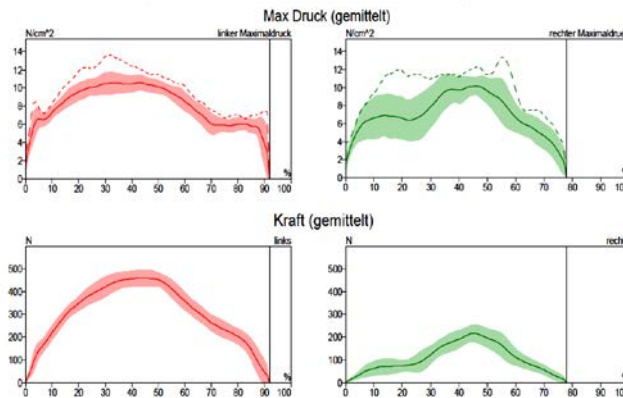
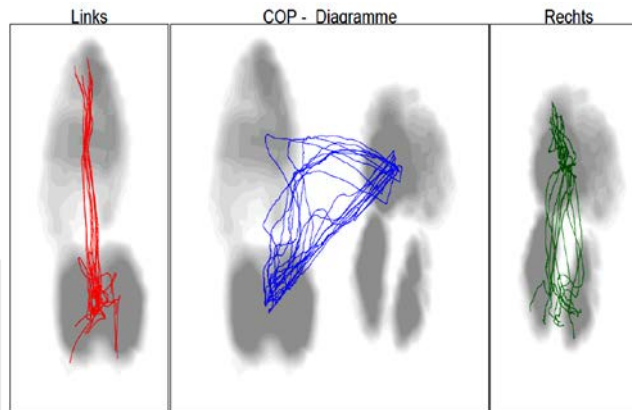
Fußrotation, grad	Links	6.5+/-5.4	
	Rechts	4.7+/-5.3	
Schrittweite, cm		9+/-5	
Schrittlänge (Step length), cm	Links	30+/-25.1	
	Rechts	61+/-18	
Schrittzeit (Step time), sek	Links	1.21+/-10.77	
	Rechts	2.88+/-1.00	
Standphase (Stance phase), %	Links	69.2+/-15.0	
	Rechts	72.8+/-19.2	
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	112.9+/-31.1	
	Rechts	0.2+/-1.2	
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	1.8+/-8.0	
	Rechts	0.5+/-2.3	
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	119.6+/-617.4	
	Rechts	118.3+/-41.0	
Schwungphase (Swing phase), %	Links	30.8+/-15.0	
	Rechts	27.2+/-18.2	
Doppelstandphase (Double support), %		179.1+/-451.0	
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		45+/-14	
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		2.04+/-0.88	
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		65+/-17	
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		0.8+/-0.2	

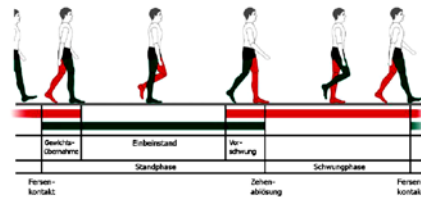




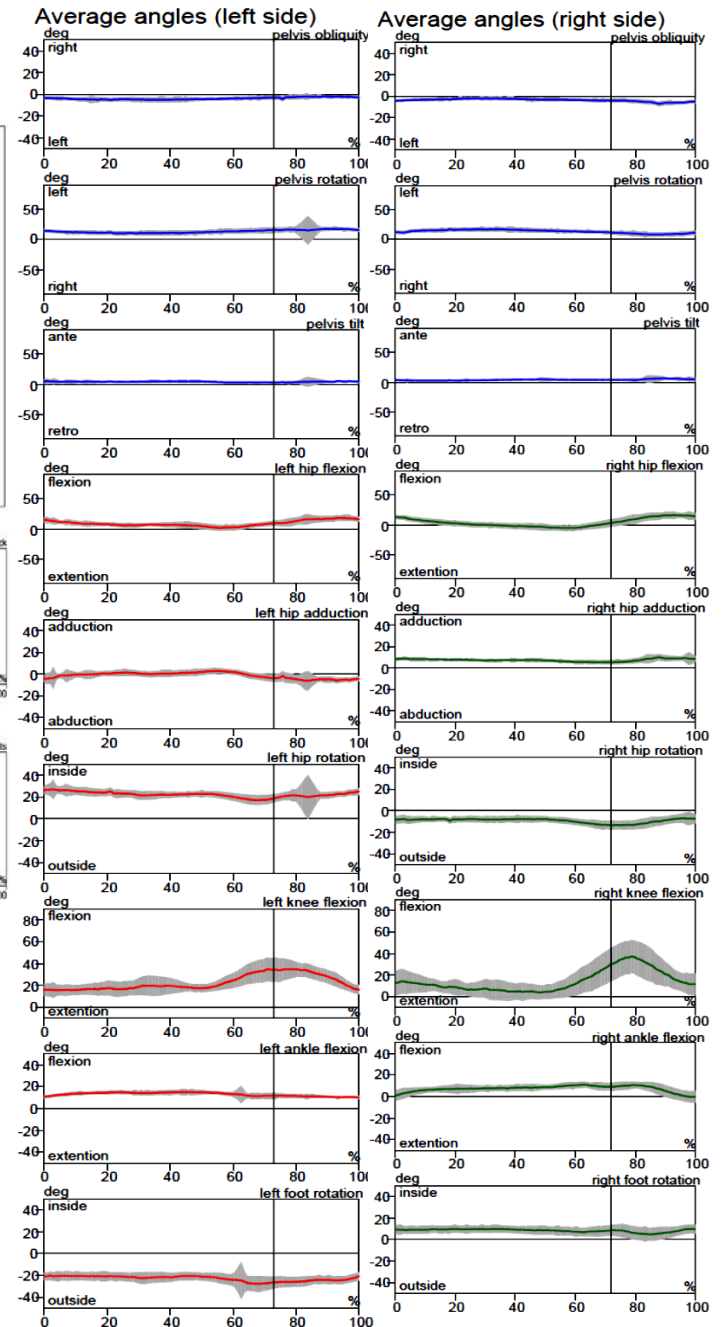
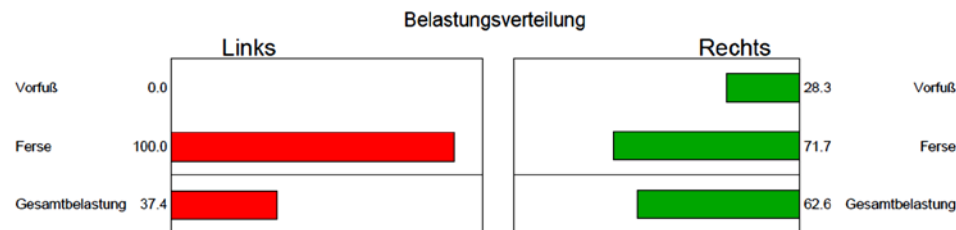
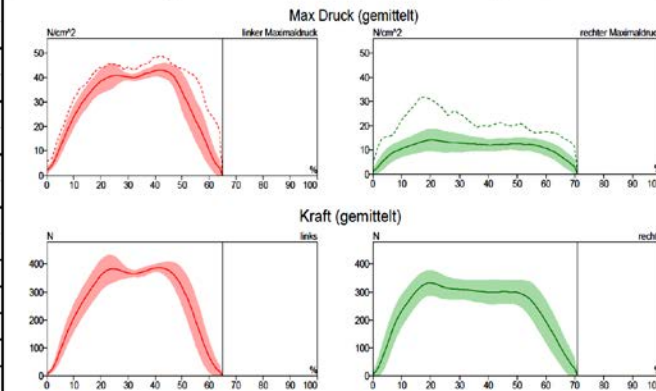
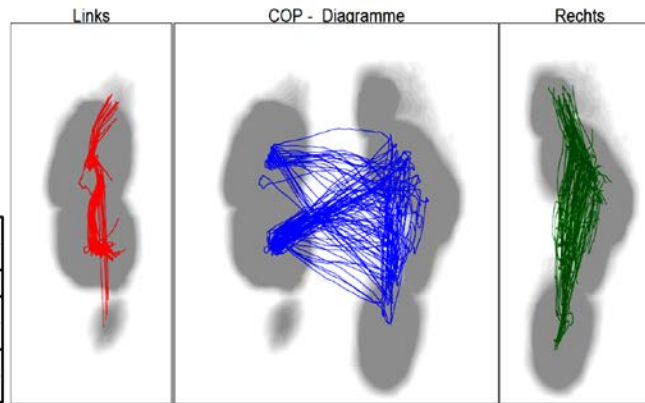


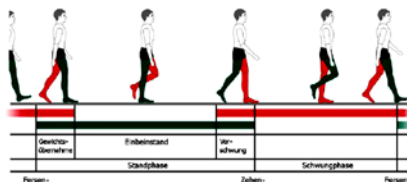
Fußrotation, grad	Links	16.7±2.7		
	Rechts	21.2±2.8		
Schrittweite, cm		19±2		
Schrittlänge (Step length), cm	Links	16±3		
	Rechts	20±3		
Schrittzeit (Step time), sek	Links	1.26±0.15		
	Rechts	1.52±0.36		
Standphase (Stance phase), %	Links	91.6±2.0		
	Rechts	78.1±2.4		
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	32.0±4.6		
	Rechts	38.9±5.5		
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	21.7±1.9		
	Rechts	8.3±1.2		
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	37.9±3.1		
	Rechts	32.1±5.3		
Schwungphase (Swing phase), %	Links	8.4±2.0		
	Rechts	21.9±2.4		
Doppelstandphase (Double support), %		69.7±2.8		
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		37±5		
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		2.78±0.45		
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		44±6		
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		0.5±0.1		



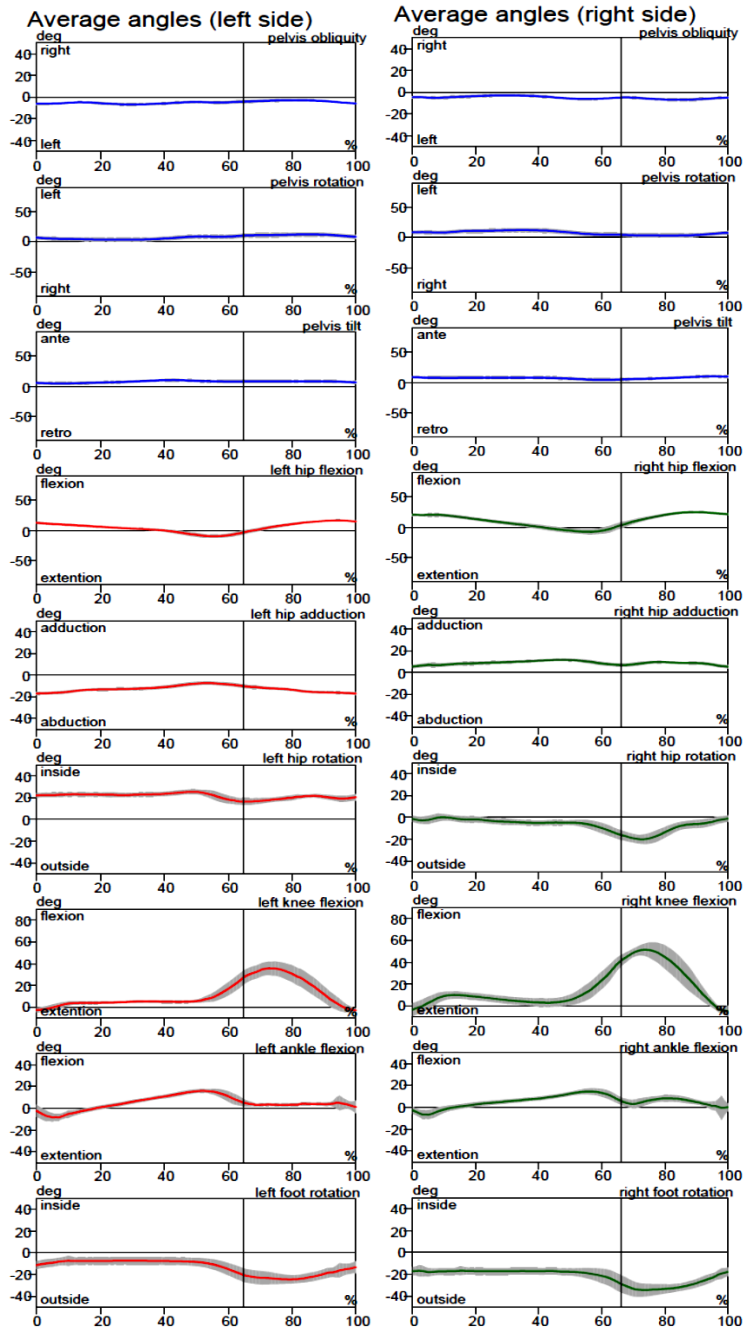
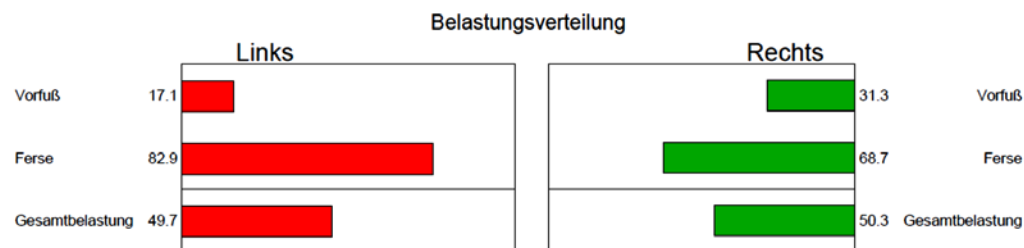
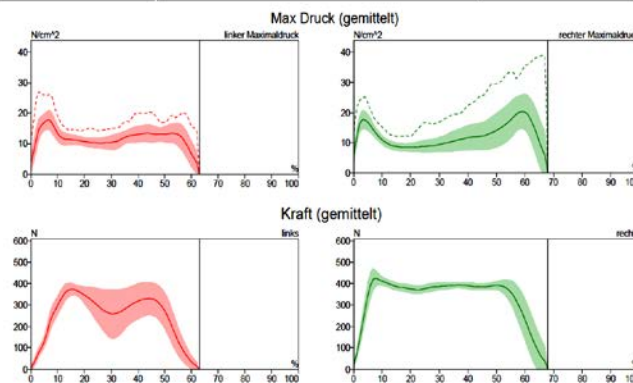
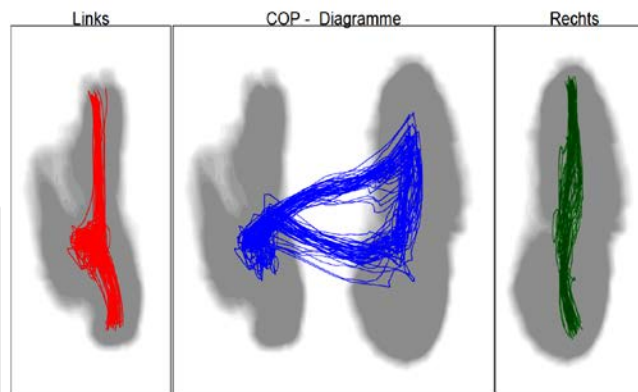


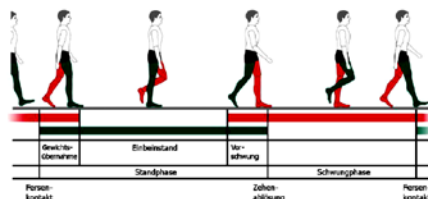
Fußrotation, grad	Links	5.8+/-8.0	
	Rechts	4.9+/-3.4	
Schrittweite, cm		15+/-3	
Schrittlänge (Step length), cm	Links	29+/-4	
	Rechts	19+/-6	
Schrittzeit (Step time), sek	Links	0.87+/-0.05	
	Rechts	0.61+/-0.05	
Standphase (Stance phase), %	Links	64.7+/-3.3	
	Rechts	71.4+/-3.3	
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	19.3+/-2.5	
	Rechts	17.0+/-2.4	
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	28.6+/-3.2	
	Rechts	35.2+/-2.9	
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	17.0+/-2.4	
	Rechts	19.2+/-2.2	
Schwingphase (Swing phase), %	Links	35.3+/-3.3	
	Rechts	28.6+/-3.3	
Doppelstandphase (Double support), %		36.3+/-3.2	
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		48+/-6	
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		1.28+/-0.07	
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		94+/-5	
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		1.4+/-0.1	



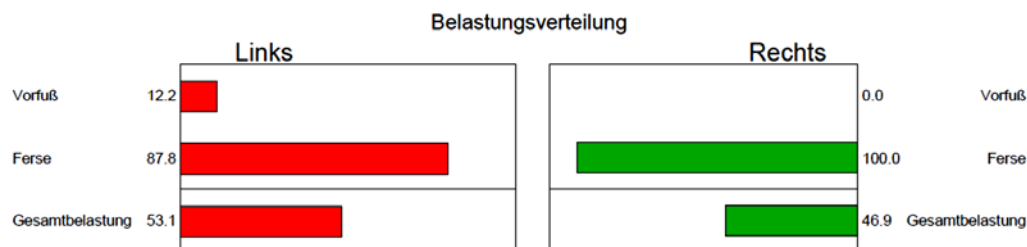
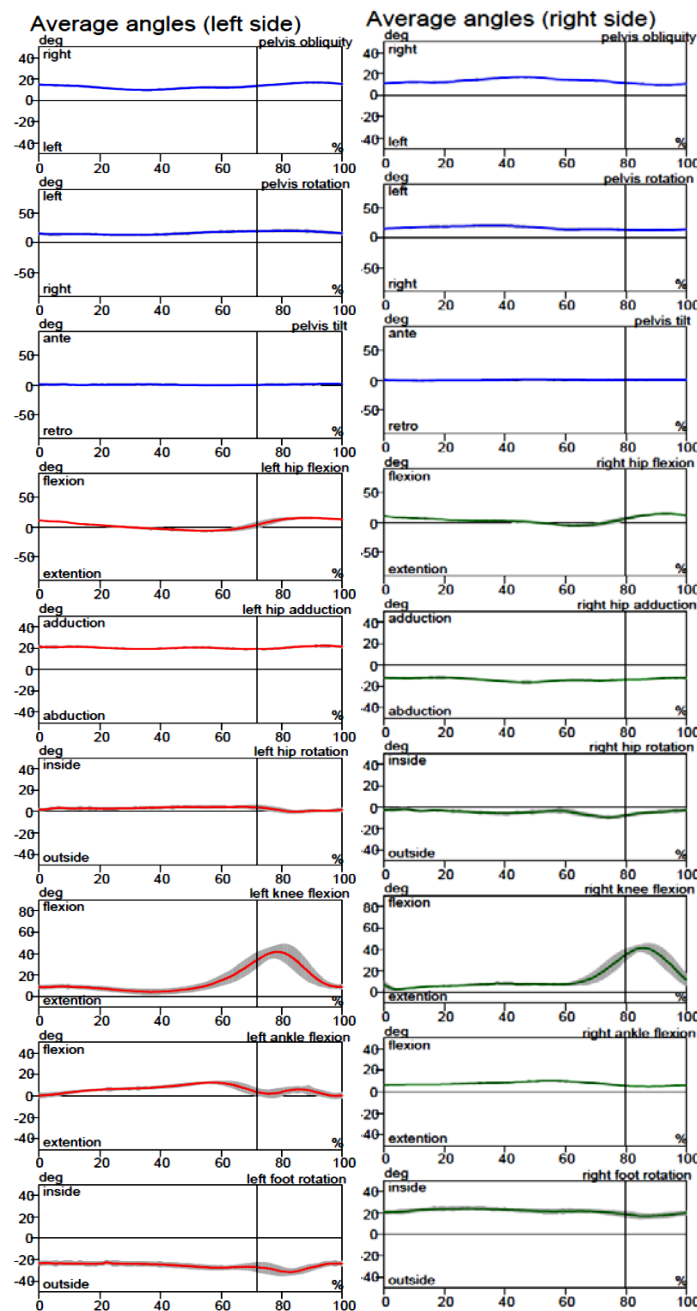
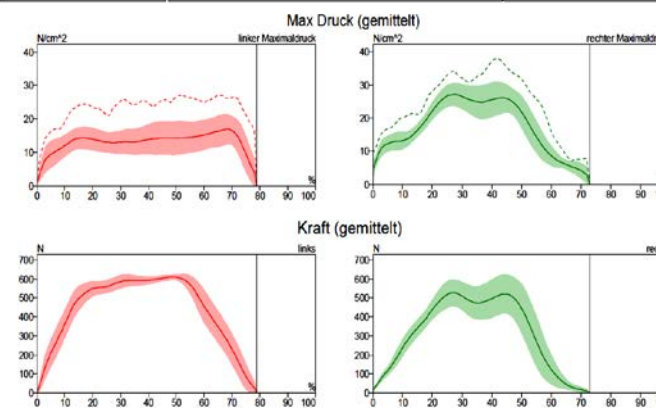
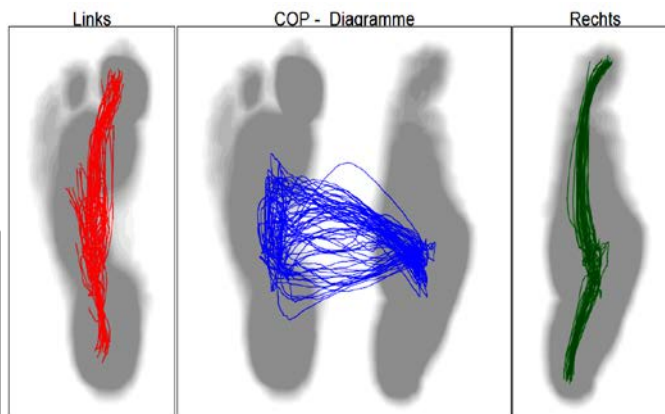


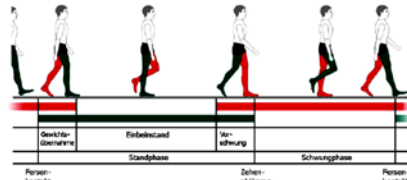
Fußrotation, grad	Links	5.6+/-2.1	
	Rechts	21.2+/-3.4	
Schrittweite, cm		20+/-3	
Schrittlänge (Step length), cm	Links	45+/-5	
	Rechts	42+/-3	
Schrittzeit (Step time), sek	Links	0.72+/-0.05	
	Rechts	0.67+/-0.05	
Standphase (Stance phase), %	Links	62.6+/-3.1	
	Rechts	67.6+/-3.0	
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	15.9+/-1.5	
	Rechts	14.5+/-1.1	
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	32.4+/-2.7	
	Rechts	37.3+/-3.1	
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	14.5+/-1.0	
	Rechts	15.8+/-1.1	
Schwingphase (Swing phase), %	Links	37.4+/-3.1	
	Rechts	32.4+/-3.0	
Doppelstandphase (Double support), %		30.4+/-1.5	
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		86+/-6	
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		1.38+/-0.08	
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		67+/-4	
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		2.2+/-0.1	



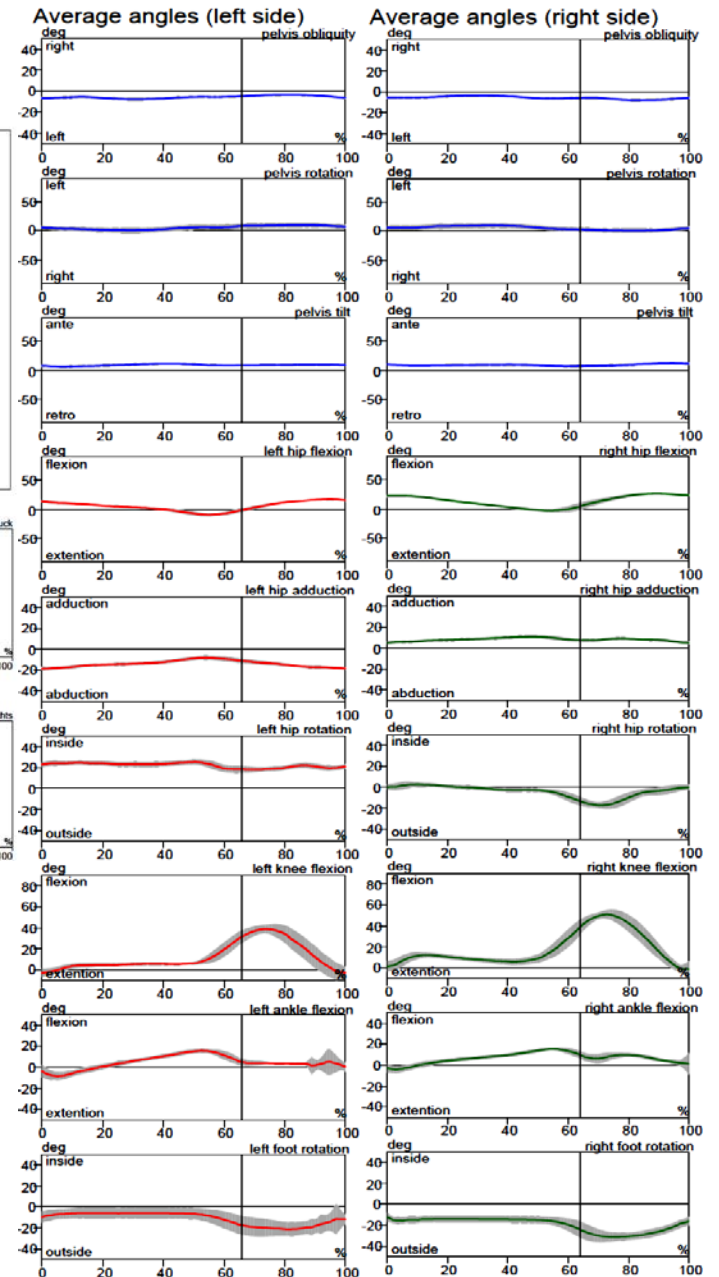
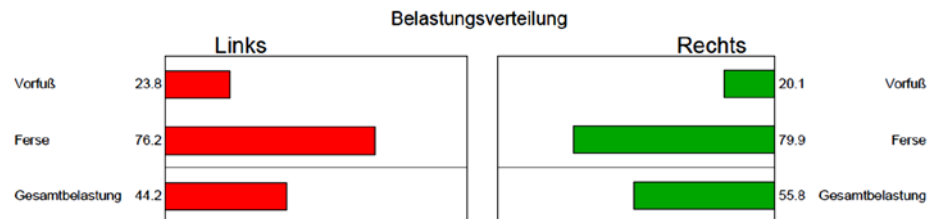
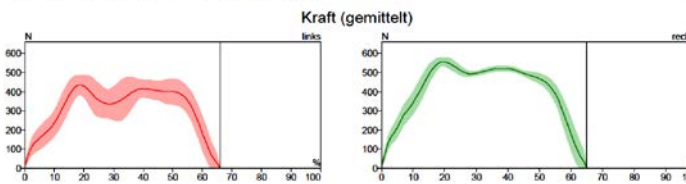
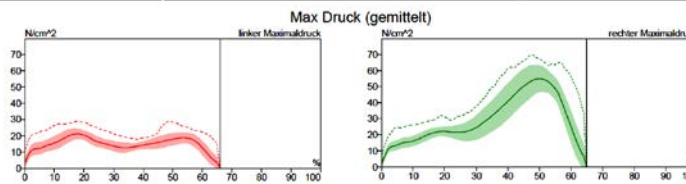
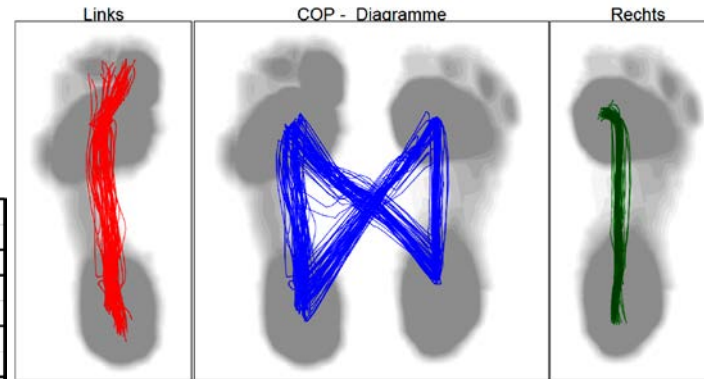


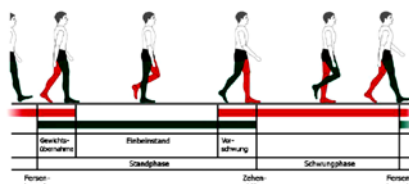
Fußrotation, grad	Links	14.7+/-1.8	
	Rechts	-1.1+/-2.0	
Schrittweite, cm		14+/-1	
Schrittlänge (Step length), cm	Links	22+/-3	
	Rechts	26+/-2	
Schrittzeit (Step time), sek	Links	0.80+/-0.08	
	Rechts	0.89+/-0.06	
Standphase (Stance phase), %	Links	78.6+/-2.4	
	Rechts	73.0+/-3.3	
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	25.8+/-3.1	
	Rechts	25.8+/-2.3	
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	27.2+/-3.4	
	Rechts	21.5+/-2.5	
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	25.9+/-2.2	
	Rechts	25.7+/-3.2	
Schwungphase (Swing phase), %	Links	21.4+/-2.4	
	Rechts	27.0+/-3.3	
Doppelstandphase (Double support), %		51.5+/-3.3	
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		48+/-3	
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		1.70+/-0.07	
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		71+/-3	
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		1.0+/-0.1	



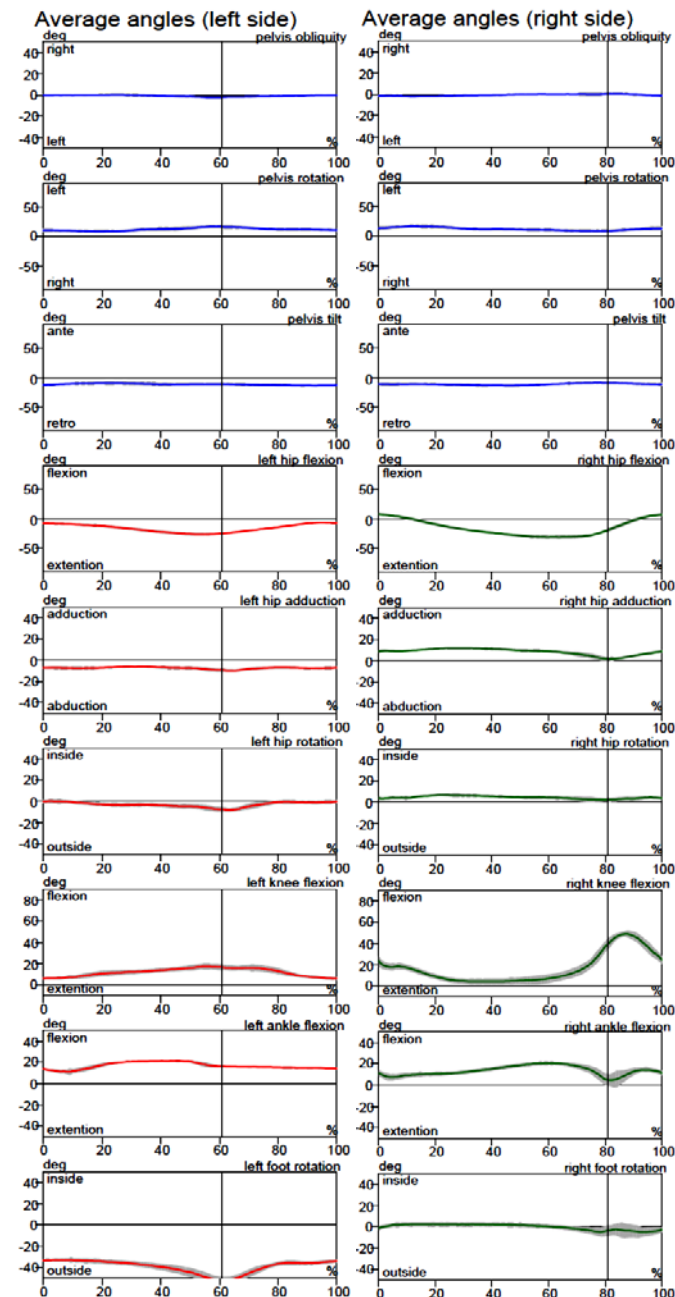
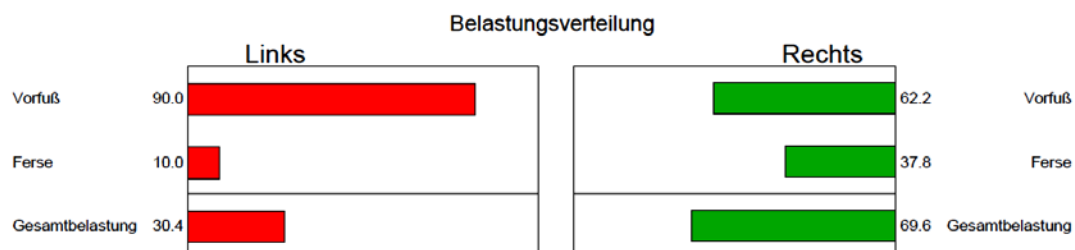
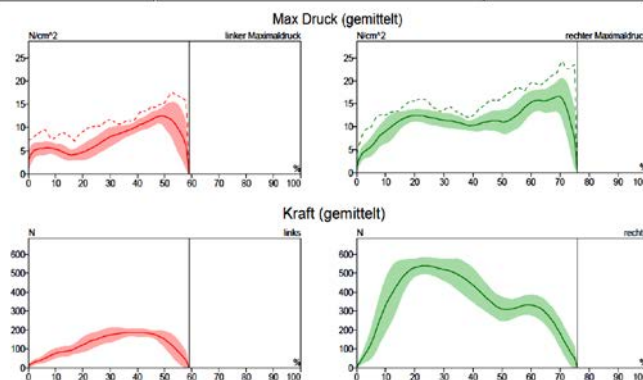
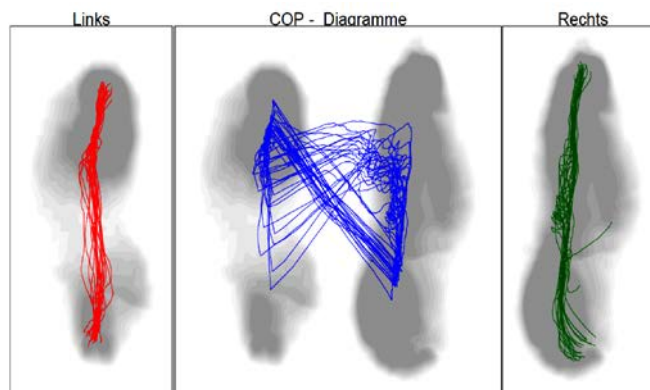


Fußrotation, grad	Links	6.3+/-3.5	
	Rechts	15.7+/-2.8	
Schrittweite, cm		84+/-3	
Schrittlänge (Step length), cm	Links	40+/-2	
	Rechts	39+/-2	
Schrittzeit (Step time), sek	Links	0.63+/-0.04	
	Rechts	0.62+/-0.03	
Standphase (Stance phase), %	Links	65.9+/-2.3	
	Rechts	64.9+/-1.8	
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	14.7+/-1.4	
	Rechts	16.1+/-1.5	
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	35.2+/-1.8	
	Rechts	34.1+/-2.3	
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	16.2+/-1.5	
	Rechts	14.7+/-1.5	
Schwingphase (Swing phase), %	Links	34.1+/-2.3	
	Rechts	35.1+/-1.8	
Doppelstandphase (Double support), %		30.9+/-2.3	
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		79+/-3	
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		1.28+/-0.05	
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		96+/-4	
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		2.3+/-0.1	





Fußrotation, grad	Links	15.0±1.3		
	Rechts	24.0±2.2		
Schrittweite, cm		14±2		
Schrittlänge (Step length), cm	Links	41±3		
	Rechts	39±5		
Schrittzeit (Step time), sek	Links	1.34±0.16		
	Rechts	1.20±0.13		
Standphase (Stance phase), %	Links	59.1±3.1		
	Rechts	76.5±2.6		
Stoßdämpfungsphase (Load response), %	Links	23.7±6.0		
	Rechts	11.8±3.8		
Mittlere Standphase (Single support), %	Links	23.6±2.9		
	Rechts	40.9±4.8		
Abstoßphase (Pre-swing), %	Links	11.8±4.2		
	Rechts	23.8±6.0		
Schwingphase (Swing phase), %	Links	40.9±3.1		
	Rechts	23.5±2.6		
Doppelstandphase (Double support), %		35.6±5.1		
Doppelschrittlänge (Stride length), cm		80±5		
Doppelschrittzeit (Stride time), sek		2.54±0.18		
Kadenz (Cadence), Schrit/Min		47±3		
Geschwindigkeit (Velocity), km/h		1.1±0.1		



## Abkürzungsverzeichnis

a.p.	:	Antero-posterior
Abb.	:	Abbildung
AC	:	Acetabulum
ANOVA	:	Analysis of Variance
AO	:	Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese
AT	:	Anteversion
BLD	:	Beinlängendifferenz
BMI	:	Body Mass Index
CE	:	Center Edge
cm	:	Centimeter
COM	:	Center of Mass
COP	:	Center of Pressure
D	:	Druck
DGOT	:	Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie
EMG	:	Elektromyografie
EY	:	Epiphysenfuge – Y
GMFCS	:	Gross Motor Function Classification System
H	:	Hour
Ho	:	Nullhypothese
Hx	:	Alternativhypothese
K	:	Körperabschnittsgewicht
KE	:	Köpfepiphyse
KF	:	Köpfepiphysen-Femurschaft
Kg	:	Kilogram
Km	:	Kilometer
Lig.	:	Ligamentum
LTA	:	Lesser Trochanter to Articular surface distance
M	:	Muskelkraft
M	:	Meter
Min	:	Minute
mm	:	Millimeter
MP	:	Migration Percentage
N	:	Newton
OSG	:	Oberes Sprunggelenk
p	:	Probabilität
pCCD	:	Projizierter Centrum-Collum-Diaphysen
R	:	Resultierende
RT	:	Trochanterresultierende
s	:	Second
Schr	:	Schritte
Sek	:	Sekund
Sog.	:	Sogenannten
Tab.	:	Tabelle
TDD	:	Tear Drop Distance
UCLA	:	University of California Level of Activity

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 2.1:</b> Knöchernen Struktur des Hüftgelenks .....	2
<b>Abb. 2.2:</b> Einblick in die Hüftpfanne .....	3
<b>Abb. 2.3:</b> Rechtes Hüftgelenk von vorn .....	4
<b>Abb. 2.4:</b> Winkelverhältnisse bei a. Coxa valga, b. Coxa norma, c. Coxa vara .....	5
<b>Abb. 2.5:</b> Der Femurtorsionswinkel .....	6
<b>Abb. 2.6:</b> Pauwels-Modell der Kräfte am Hüftgelenk im Einbeinstand .....	7
<b>Abb. 2.7:</b> Kräfteverteilung am wachsenden Hüftgelenk nach Heimkes .....	9
<b>Abb. 2.8:</b> Die Trabekelstruktur des proximalen Femurs nach Wolff .....	11
<b>Abb. 2.9:</b> Die Trabekelstruktur des proximalen Femurs nach Martens .....	11
<b>Abb. 2.10:</b> Trabekelstruktur des proximalen Femurendes und einwirkende Kräfte .....	13
<b>Abb. 2.11:</b> Druckbeanspruchung der mesenchymalen Zellen .....	14
<b>Abb. 2.12:</b> Auf Mesenchym allseits einwirkender (hydrostatischer) Druck (H) erzeugt durch Abrundung und Wasseraufnahme der Zellen einen dem äußeren Druck entgegen gerichteten inneren Quellungsdruck (Q). .....	14
<b>Abb. 2.13:</b> Schema der kausalen Histogenese nach Pauwels .....	15
<b>Abb. 2.14:</b> Kräfteverteilung am Coxa valga nach Heimkes .....	18
<b>Abb. 2.15:</b> Unterteilung des Gangzyklus .....	22
<b>Abb. 2.16:</b> Schrittbreite und Schrittlänge .....	25
<b>Abb. 2.17:</b> Doppelschritt .....	26
<b>Abb. 5.1:</b> Bewegungen des Hüftgelenks nach Neutral-Null .....	32
<b>Abb. 5.2:</b> Standardisierte Umfangs- und Längenmessungen an den Beinen .....	33
<b>Abb. 5.3:</b> Der Centrum-Collum-Winkel .....	34
<b>Abb. 5.4:</b> Lesser Trochanter to Articular Surface Distance .....	34
<b>Abb. 5.5:</b> Der Kopfeiphysen-Y-Fugen-Winkel .....	35
<b>Abb. 5.6:</b> Der Kopfeiphysen-Schenkelhals-Winkel .....	35
<b>Abb. 5.7:</b> Der Kopfeiphysen-Femurschaft-Winkel .....	36
<b>Abb. 5.8:</b> Messung des Pfannenneigungswinkels zur Horizontalebene nach Ullmann und Sharp. ....	37
<b>Abb. 5.9:</b> Acetabulum Winkel (AC-Winkel) .....	38
<b>Abb. 5.10:</b> Der Zentrum-Ecken-Winkel nach Wiberg bzw. der Pfannendachwinkel nach Hilgenreiner .....	39
<b>Abb. 5.11:</b> Tränenfigurabstand (Tear Drop Distance) .....	40
<b>Abb. 5.12:</b> Instabilitätsindex nach Reimers (MP, Migration Percentage) .....	40
<b>Abb. 5.13:</b> Komponenten und Messprinzip des Zebris-Systems .....	41
<b>Abb. 5.14:</b> Das Zebris-System: Messung auf dem Laufband .....	42
<b>Abb. 5.15:</b> Ganganalyse, Zebris: (a) Die Messaufnehmer bei gleichen Seitenabständen und Höhen, (b) Markerfixierung an der unteren Extremität. ....	43
<b>Abb. 5.16:</b> Der View-Bildschirm .....	45
<b>Abb. 6.1:</b> Deskriptive Darstellung des UCLA-Aktivitätsscores .....	50
<b>Abb. 6.2:</b> Korrelation zwischen dem Entlastungszeitraum und dem UCLA-Aktivitätsscore ( $Rho = -0,201$ ; $p = 0,53$ ; $n = 12$ ). ....	51

<b>Abb. 6.3:</b> Werte des pCCD-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt.....	52
<b>Abb. 6.4:</b> Boxplot nach Daten des CCD-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	53
<b>Abb. 6.5:</b> Werte der Lesser Trochanter to Articular Surface Distance (LTA) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt .....	54
<b>Abb. 6.6:</b> Boxplot nach Daten des LTA an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	55
<b>Abb. 6.7:</b> Werte des Kopfeiphysen-Femurschaft-Winkels (KF) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. ...	56
<b>Abb. 6.8:</b> Boxplot nach Daten des KF-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	57
<b>Abb. 6.9:</b> Werte des Kopfeiphysen-Y-Fugen Winkels (EY-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt .....	58
<b>Abb. 6.10:</b> Boxplot nach Daten des EY-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	59
<b>Abb. 6.11:</b> Werte des Kopfeiphysen-Schenkelhalswinkels (KE-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt.....	60
<b>Abb. 6.12:</b> Boxplot nach Daten des KE-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	61
<b>Abb. 6.13:</b> Werte des Sharp-Ullmann-Winkels zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt.....	62
<b>Abb. 6.14:</b> Boxplot nach Daten des Sharp-Ullmann-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	63
<b>Abb. 6.15:</b> Werte des Acetabulum-Winkels (AC-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt.....	64
<b>Abb. 6.16:</b> Boxplot nach Daten des AC-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	65
<b>Abb. 6.17:</b> Werte des Zentrum-Ecken-Winkels (CE-Winkel) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt .....	66
<b>Abb. 6.18:</b> Boxplot nach Daten des CE-Winkels an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	67
<b>Abb. 6.19:</b> Werte der Tear Drop Distance (TDD) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt.....	68
<b>Abb. 6.20:</b> Boxplot nach Daten des Tränenfigur-Abstands (TDD) an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	69
<b>Abb. 6.21:</b> Werte des Migration Percentage Quotienten (MP) zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Vergleich der entlasteten Seite (n=12) mit der Gegenseite (n=12) nach Alter dargestellt .....	70
<b>Abb. 6.22:</b> Boxplot nach Daten des MP-Quotienten an der entlasteten (pathologischen) und der gesunden Hüfte .....	71
<b>Abb. 6.23:</b> Vergleich des Maximaldrucks, der auf den Boden übertragen wurde, an der entlasteten (erkrankten) und gesunden Seite .....	74

<b>Abb. 6.24:</b> Boxplot nach Daten des Maximaldrucks an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte .....	74
<b>Abb. 6.25:</b> Vergleich der Maximalkraft, die auf den Boden übertragen wurde, an der entlasteten (erkrankten) und gesunden Seite.....	75
<b>Abb. 6.26:</b> Boxplot nach Daten der Maximalkraft an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte .....	75
<b>Abb. 6.27:</b> Kinematik Becken .....	76
<b>Abb. 6.28:</b> Kinematik Hüfte.....	78
<b>Abb. 6.29:</b> Kinematik Knie- und Sprunggelenk.....	80
<b>Abb. 6.30:</b> Boxplot nach Daten des COP-Abstands nach der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte .....	81
<b>Abb. 6.31:</b> Boxplot nach Daten der Gesamtbelastung an der entlasteten (pathologischen) Hüfte und der gesunden Hüfte .....	82
<b>Abb. 7.1:</b> Konventionelles Duchenne-Hinken.....	96
<b>Abb. 7.2:</b> Modifiziertes Duchenne-Hinken .....	97

## Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 5.1:</b> Pfannenöffnungswinkel nach Ullmann und Sharp nach Tönnis.....	37
<b>Tab. 5.2:</b> Normalwerte des AC-Winkels und ihre Abweichungsgrade.....	38
<b>Tab. 5.3:</b> Normalwerte des CE-Winkels.....	39
<b>Tab. 5.4:</b> Anbringen der Marker am Patienten.....	42
<b>Tab. 6.1:</b> Beinlängendifferenz (BLD), Beinlänge, Hüftbeweglichkeit, Fußlänge und Umfangmaße der untersuchten Kinder .....	49
<b>Tab. 6.2:</b> Demografische Daten der untersuchten Kinder .....	50
<b>Tab. 6.3:</b> Vergleich der entlasteten Seite mit der gesunden Gegenseite nach der Schrittlänge, der Schrittzeit und den Phasen des Gangzyklus.....	73
<b>Tab. 6.4:</b> Vergleich der entlasteten Seite mit der gesunden Gegenseite nach Beweglichkeit des Beckens77	
<b>Tab. 6.5:</b> Vergleich der entlasteten Seite mit der gesunden Gegenseite nach Beweglichkeit der Hüfte .....	79
<b>Tab. I.1:</b> Auflistung des Patientengutes unter Angabe des Ranges, des Geburtstages, des Beginns der Entlastung, des Datums bei Untersuchung, des Entlastungszeitraumes, des Geschlechtes, der erkrankten Seite, des Aktivitätsscores, sowie der Diagnose.....	118
<b>Tab. II.1:</b> Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der BLD, der Beinlänge, der Oberschenkel- und der Unterschenkel- auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden. ....	119
<b>Tab. II.2:</b> Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der Hüftbeweglichkeit auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden. ....	120
<b>Tab. II.3:</b> Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung, Fußlänge sowie der Werte der Umfangmaße auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden. ....	121
<b>Tab. II.4:</b> Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der Umfangmaße auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden. ....	122
<b>Tab. III.1:</b> Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte des pCCD-Winkels und der LTA auf der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden. ....	123
<b>Tab. III.2:</b> Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der Sharp-Ullmann, AC- und CE-Winkel der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden.....	124
<b>Tab. III.3:</b> Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der TDD und MP-Quotient der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden. ....	125

**Tab. III.4:** Patientenauflistung mit Angabe des Rangs, des Geschlechtes, des Alters bei Untersuchung sowie der Werte der EY-, KE- und KF-Winkel der erkrankten (pathologischen) und der gesunden Hüftseite und Normalwert nach Alter und Geschlecht. Weiterhin sind der Median, der Maximalwert und der Minimalwert berechnet worden. .... 126

## Ethisch-rechtliche Unbedenklichkeitserklärung



Ludwig-  
Maximilians-  
Universität  
München

ETHIKKOMMISSION BEI DER LMU MÜNCHEN



Ethikkommission · Pettenkoferstr. 8 · 80336 München

Herrn

Prof. Dr. B. Heimkes

Klinik u. Poliklinik f. Orthopädie, Physikal. Medizin und Rehabilitation  
Klinikum Großhadern  
81377 München

Vorsitzender:

Prof. Dr. W. Eisenmenger

Telefon+49 (0)89 5160 - 5191

Telefax+49 (0)89 5160 - 5192

Ethikkommission@

med.uni-muenchen.de

[www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de](http://www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de)

Anschrift:

Pettenkoferstr. 8a

D-80336 München

München, 19.12.2013 Hb/ sc

Unser Zeichen: **487-13** (bitte bei Schriftwechsel angeben)

Titel: Ganganalytische Studie zur Entlastungs-Coxa valga (antetorta) orthetisch und prothetisch versorgter Kinder

Antragssteller: Prof. Dr. Bernhard Heimkes, Klinik u. Poliklinik f. Orthopädie, Physikalische Medizin u. Rehabilitation, Klinikum Großhadern, 81377 München

Sehr geehrter Herr Kollege Heimkes,


besten Dank für Ihr Schreiben vom 16.12.2013 mit der Erfüllung der Auflagen und den noch ausstehenden bzw. überarbeiteten Unterlagen (CE- Kennzeichen, Patienteninformation und Einwilligungserklärung).

Die Ethikkommission (EK) kann Ihrer Studie nun die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit zuerkennen.

Vorsorglich möchte ich darauf hinweisen, dass auch bei einer positiven Beurteilung des Vorhabens durch die EK die ärztliche und juristische Verantwortung für die Durchführung des Projektes uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern verbleibt.

Änderungen des Studienprotokolls sind der EK mitzuteilen. Für Ihre Studie wünsche ich Ihnen viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen

  
Prof. Dr. W. Eisenmenger  
Vorsitzender der Ethikkommission

Mitglieder der Kommission:

Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorsitzender), Prof. Dr. E. Held (stellv. Vorsitzender)

PD Dr. Th. Beinert, Prof. Dr. H. U. Gallwas, Prof. Dr. D. Kunze, Dr. V. Mönch, Prof. Dr. H. H. Müller, Prof. Dr. R. Penning, Prof. Dr. K. Hahn, Prof. Dr. K. Pfeifer, Dr. Ch. Zach

## Eidesstattliche Versicherung

**Sallam, Asser**

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Pathogenese der Entlastungs-Coxa-valga und Entlastungsdysplasie:  
Ganganalytische Studie bei (antetorta) orthetisch und prothetisch versorgten  
Kindern

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel  
bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd  
übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter  
Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher  
oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen  
Grades eingereicht wurde.

München, den 20.04.2015

Ort, Datum

**Asser Sallam**

Unterschrift Doktorandin/Doktorand